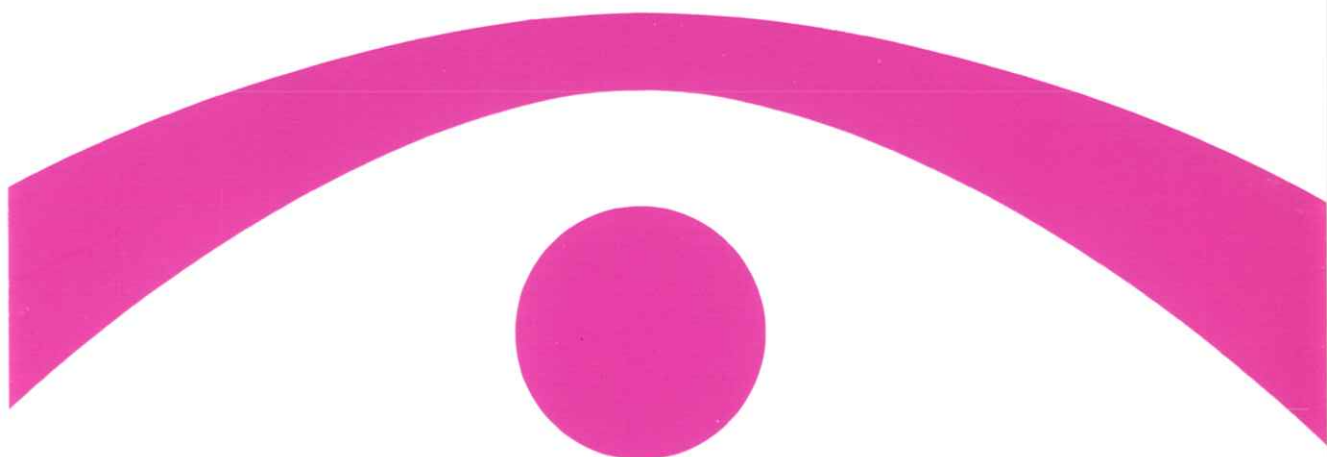


# 医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻110号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.12 No. 2 May 1995



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences



# 医用画像情報学会雑誌

第12巻第2号 1995年5月

## 目 次

### 会 告

|                                       |    |   |
|---------------------------------------|----|---|
| 平成7年度総会および第112回研究会のご案内 .....          | 会告 | 1 |
| 第113回研究会予定および演題伺い .....               | 会告 | 4 |
| MII Workshop '95 in Chicagoのご案内 ..... | 会告 | 5 |

### 国際会議報告

|                                                                    |                                                        |    |
|--------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|----|
| RSNA'94に参加して — リレー報告 — .....                                       | 藤田広志, 津坂昌利, 片渕哲朗, 小倉敏裕<br>原 武史, 鳥巢泰弘, 松原友子, 上田 斉 ..... | 51 |
| XIII IMEKO World Congress, from Measurement to Innovation 報告 ..... | 小島克之, 蔡 篤儀 .....                                       | 63 |

### 研究速報

|                              |                                                    |    |
|------------------------------|----------------------------------------------------|----|
| 乳房X線写真における腫瘍のスピキュラ自動検出 ..... | 上田 斉, 藤田広志, 遠藤登喜子, 松原友子<br>堀田勝平, 木戸長一郎, 石垣武男 ..... | 68 |
|------------------------------|----------------------------------------------------|----|

### 論 文

|                                                           |                                              |    |
|-----------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----|
| MR画像からの局所的機能の定量評価 .....                                   | 蔡 篤儀, 小木曾 仁, 藤沢 攻<br>加川憲作, 富田政明, 藤原久義 .....  | 74 |
| 3重リングフィルタ解析と領域成長法を組み合わせた乳房X線写真における<br>微小石灰化候補領域の抽出法 ..... | 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子<br>堀田勝平, 木戸長一郎, 石垣武男 ..... | 82 |
| コーンビーム型三次元CT装置の再構成画像への散乱線の影響 .....                        | 中森伸行, 須藤 透, 金森仁志<br>遠藤真広, 日下部正宏 .....        | 91 |

### 会 報

|                     |     |
|---------------------|-----|
| 研究会記事 .....         | 100 |
| 理事会議事録 — 新入会員 ..... | 101 |
| 会員移動 — 賛助会員名簿 ..... | 102 |

## 複写をされる方に

本誌(書)に掲載された著作物は、政令が指定した図書館で行うコピーサービスや、教育機関で教授者が講義に利用する複写をする場合を除き、著作権者に無断で複写すると違法になります。そこで、本著作物を合法的に複写するには、著作権者から複写に関する権利の委託を受けている次の団体と、複写をする人またはその人が所属する企業・団体等との間で、包括的な許諾契約を結ぶようにして下さい。

学協会著作権協議会日本複写権センター支部

〒107 東京都港区赤坂9-6-42-704

Phone 03-3475-4621・5618. Fax 03-3403-1738

# Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 12 No.2 May 1995

## Contents

### International Conference Reports

#### Relay Reports on RSNA '94

- ..... Hiroshi FUJITA, Masatoshi TSUSAKA, Tetsuro KATABUCHI,  
Toshihiro OGURA, Takeshi HARA, Yasuhiro TORISU,  
Tomoko MATSUBARA, and Hitoshi UEDA ..... 51
- XIII IMEKO World Congress, from Measurement to Innovation  
..... Katsuyuki KOJIMA, and Du-Yih TSAI ..... 63

### Letter

#### Automated Detection of Spicules in Mass Lesions on Mammograms

- ..... Hitoshi UEDA, Hiroshi FUJITA, Tokiko ENDO,  
Tomoko MATSUBARA, Katsuhei HORITA, Choichiro KIDO,  
and Takeo ISHIGAKI ..... 68

### Original Papers

#### Quantitative Assessment of Regional Ventricular Function in Cardiac MR Images

- ..... Du-Yih TSAI, Hitoshi KOGISO, Kou FUJISAWA,  
Kensaku KAGAWA, Masaaki TOMITA,  
and Hisayoshi FUJIWARA ..... 74

#### Extraction Method of Region of Microcalcification Candidate on Mammograms

##### by Use of Triple-ring Filter Analysis and Region-growing Technique

- ..... Kenichi HIRAKO, Hiroshi FUJITA, Tokiko ENDO,  
Katsuhei HORITA, Choichiro KIDO, and Takeo ISHIGAKI ..... 82

#### Effects of scattered x-rays on cone-beam 3-D CT images

- ..... Nobuyuki NAKAMORI, Tooru SUDOU, Hitoshi KANAMORI,  
Masahiro ENDO, and Masahiro KUSAKABE ..... 91

(Med, Imag, Inform. Sci. Vol. 12 No. 2)

### Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Kyoto Institute of Technology

Matusugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

#### Notice about photocopying

In the U.S.A., authorization to photocopy items for internal or personal use, or the internal or personal use of specific clients, is granted by [copyright owners' name], provided that designated fees are paid directly to Copyright Clearance Center. For those organizations that have been granted a photocopy license by CCC, separate system of payment has arranged.

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

Phone (508) 774-3350, Fax (508) 741-2318

## 会 告

### 平成7年度総会および第112回研究会ご案内

平成7年度総会および112回研究会を下記のように開催します。奮ってご参加下さい。

日 時 平成7年6月17日(土) 10:00～17:00

場 所 株式会社 島津製作所(地図参照) テクニカルセンター3階大会議室

〒604 京都市中京区西ノ京桑原町1

TEL 075-823-1111

参 加 費 会員500円, 非会員1,000円, 学生無料

研究発表(午前の部) 10:00～12:00 発表の演題は別紙を参照して下さい。

総 会 13:00～13:20

議題 1) 平成6年度事業報告, 会計報告

2) 平成7年度事業計画, 予算案

3) 会則の変更

4) その他

内田論文賞表彰式 13:20～13:30

研究発表(午後の部) 13:30～14:30 発表の演題は別紙を参照して下さい。

特別講演 14:30～15:30

X線発見と明治の日本 —X線発見100年を記念して—

大阪大学医学部保健学科 稲本 一夫 教授

終了後, タクシーで見学会場へ移動

見学会 16:00～17:00

島津製作所創業記念資料館 TEL 075-255-0980

連絡先 株式会社 島津製作所 医用技術部

細羽 実, 有村秀孝 TEL 075-823-3250

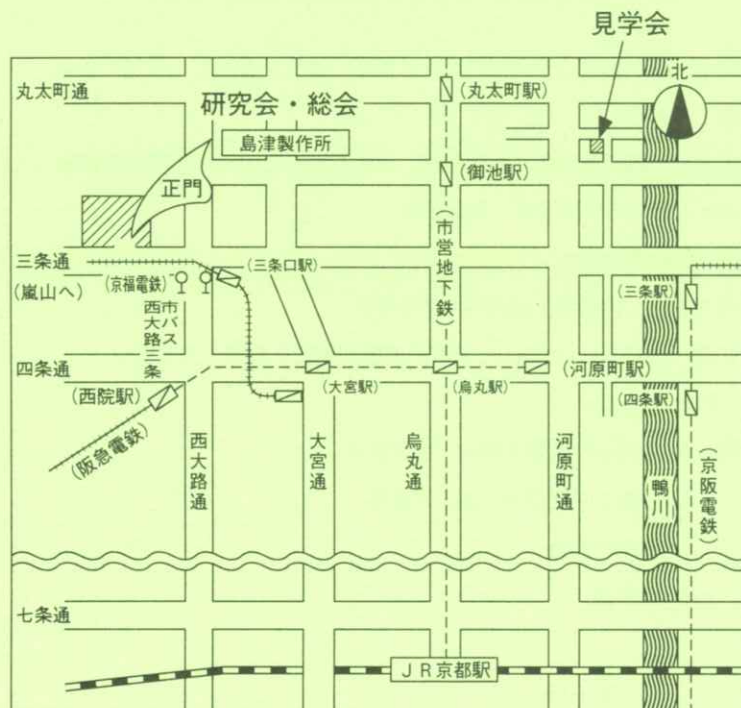
(内3259, 3253)

FAX 075-823-3290

## 会場までの交通案内

### 島津創業記念資料館

(詳しくは次のページの地図を参照して下さい)



## 交通機関

### ・JRご利用の方<京都駅下車>

烏丸口を出て、地下街に入り、市バスターミナル[C1]乗り場から26番「宇多野・山越」行き、または[B3]乗り場から205番「西大路通・金閣寺」行きに乗車、「西大路三条」下車 西へ徒歩約3分(バス乗車時間 約30分)

タクシー：約20分

### ・阪急電車ご利用の方<西院駅(急行停車)下車>

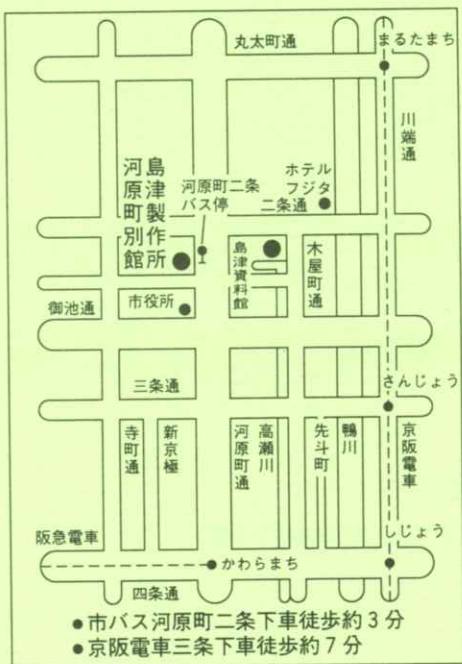
西大路通を北へ徒歩約10分、西大路三条を左折約3分

### ・京阪電車ご利用の方<三条駅下車>

市バス：11・27系統乗車、西大路三条下車 西へ徒歩約3分(バス乗車時間 約30分)

タクシー：約20分

## 見学会場までの交通案内



- ・ JR <京都駅下車>  
烏丸口、市バス **A3** 乗り場から 205 番「河原町通・北大路バスターミナル」行き乗車（約 20 分）、「河原町二条」下車、東へ徒歩 3 分
- ・ 京阪<三条>下車、北へ徒歩 7 分
- ・ 阪急<河原町>下車、北へ徒歩 15 分

— 総会資料（会則改正案） —

第17条に次の第2項を加える。

- (2) 会長、常務理事、又は顧問を長年務めた者が名誉会員となるときは、それぞれ名誉会長、名誉理事、名誉顧問と称する。

第25条に次の第2項を加える。

- (2) 名誉会長及び名誉理事は理事会に出席し意見を述べることができる。

第113回研究会予定および演題伺い

日 時 平成7年10月6日(金)7日(土)  
場 所 奥羽大学保養施設『無垢苑(むこうえん)』

福島県郡山市熱海町熱海5丁目7番地

TEL 0249-84-2105

特別講演「ESRの理論と応用」

日本電子 ESR グループ応用研究室

副主任研究員 河野雅弘 先生

「その他1題未定」

宿泊申込 無垢苑は宿泊可能です(約30名,室数約10)。

宿泊は相部屋となりますので,同室希望者はその旨御連絡をお願いします。

費 用 約4,000円(2食付)

懇親会費 約4,000円

宿泊申込締切は9月末日としますが,期日前でも満室となり次第締切といたします。

申 込 先 〒963 福島県郡山市富田町三角堂31-1

奥羽大学歯学部歯科放射線学講座

TEL 0249-32-8931, (内線2133 丹羽, 2315 鈴木, 2136 大坊まで)

FAX 0249-33-7372 (大学共通)

演題締切 平成7年8月10日

申 込 先 〒606 京都市左京区松ヶ崎

京都工芸繊維大学電子情報工学科内 医用画像情報学会

TEL 075-724-7483 (中森), 7412 (金森), 7422 (山田)

FAX 075-724-7400 (学科共通)

(なるべく文書又はFAXをお願いします。)

**MII Workshop '95 in Chicago のご案内**

**( MII 在外研究会 — シカゴ大学 — )**

月 日 平成7年6月5日(月)～8日(木)

場 所 シカゴ大学

内 容 特別講演： シカゴ大学 土井 邦雄 教授  
シカゴ大学 C.E. Metz 教授

画像対談： 土井教授と内田会長の対談に、参加者全員が加わり、  
画像についての“3次元トーク”

Invited Paper： シカゴ大学助教授クラスを計画

研究発表会： 英語と日本語のセッション

シカゴ大学見学：ロスマン放射線像研究所、放射線科など

工場見学： シーメンス社

ウェルカムレセプション(土井先生宅)とフェアウェルディナー(シカゴ市内レストラン)

\*参加形態は学会主催のツアーによる参加を基本にします

出発：6月4日(日)成田(夕刻)、同日シカゴ着(午後)

帰国：6月9日(金)シカゴ発(昼)、翌日成田着(夕刻)

お問い合わせは、藤田広志(岐阜大学工学部、

TEL 058-293-2742, FAX 058-230-1895)

または、小島克之(常葉学園浜松大学、

TEL 053-428-3511, FAX 053-428-2900)まで

**平成7年度会費納入のお願い**

平成7年度会費納入をお願いします。正会員の会費は年額4,000円です。送金には、会費12巻2号(本号)に同封した郵便振替用紙、等をご利用下さい。郵便振替口座の番号は、京都01010-7-32350 医用画像情報学会です。



## RSNA'94 に参加して — リレー報告 —

藤田 広志\*・津坂 昌利\*\*・片渕 哲朗\*\*\*・小倉 敏裕\*\*\*\*

原 武史\*・鳥巢 泰弘\*・松原 友子\*・上田 斉\*

\* 岐阜大学工学部電子情報工学科

\*\* 名古屋大学医療技術短期大学部

\*\*\* 国立循環器病センター

\*\*\*\* 癌研究会附属病院

### はじめに

RSNA (北米放射線学会) '94 へは、一昨年に引き続き文部省の国際研究集会派遣研究員として参加した。今回も参加者総数は5万人を超え、大変に

盛況であった。私の研究室からは、上記の3施設との共同研究も含めて6演題(口述4件、学術展示2件)の応募演題がすべて、物理部門で採択された。口述の採択率は36%であったから、好成績と言えるだろう。今回は修士の学生2名が発表したこともあり、毎年のことではあるが出発前日まで準備に大変であった。本稿では、上記参加者が印象記等をリレー報告する(写真1と2)。

(藤田 広志)



写真1 シカゴの街を背景に



写真2 土井先生と記念撮影

### リレー報告 (1)

マンモグラフィCAD (コンピュータ診断支援システム) 関連の話題を中心に、筆者の興味の範囲内で報告する。なお、[ ] 内の番号は演題番号で、詳細に興味のある読者はRSNA'94のプログラム特集号(アブストラクト集)であるRadiology誌のVol. 193(P) (11月発行)を参照されたい。

口述発表では、マンモグラフィの画像処理のセッションが2つあり、計14演題が報告された。2日と

も会場は満員で、同じCADでも胸部関係とは少し異なった雰囲気であったように思う。マンモCADのレベルがかなり向上し、実用化も間近かと言われ、その関心の強さがうかがわれた。すべての演題がCADのための画像処理技術に関連したテーマで構成されていた。シカゴ大関係の発表が半数で、以前シカゴ大にいたH. P. Chan (現ミシガン大) が4題、そして、ジョージタウン大とわれわれ、その他1件であり、シカゴ大 (土井邦雄教授) のすごいパワーに圧倒される。検出対象別の内訳は、微小石灰化関係が8件、腫瘍関係が6件である。傾向としては、単に検出法に主眼をおいたものよりも、偽陽性候補の削除、病変領域の良悪性鑑別や他の組織との識別など、従来の検出アルゴリズムの開発からその精度向上へと主眼点が変わってきている。今年登場した新しい手法としては、「ウェーブレット変換」を石灰化検出 [301,1093] や腫瘍と正常組織との識別 [1089] に応用したもの、また、今回われわれが報告した「遺伝的アルゴリズム (GA)」を石灰化検出の一部に応用したものがある [303]。GAは、高速探索が必要なCADシステムの構築において有用な技術の一つに成り得るものと期待できる。われわれは今回、「GA テンプレートマッチング法」などを提案した [303,931]。実に11演題でニューラルネットワークが何らかの形でシステムに組み込まれており、CADに必要不可欠な技術として定着した感がある。それらのほとんどはシステムの中での部分的な利用 (偽陽性候補の削除や良悪性の鑑別) であったが、微小石灰化の検出自体に積極的に利用したものや [298]、ハードウェア化して微小石灰化検出のリアルタイム処理を実現した報告もあった [304]。腫瘍検出でdenseな領域に主眼をおいた検出

精度向上の報告や [302, 305]、石灰化検出のデジタル化において、100ミクロンではなく、50や25ミクロンを試みた報告もあった [299,303]。この微小石灰化の検出に要求されるピクセル寸法については、今年のRSNAではさらに議論の焦点になるだろう。シカゴ大の大規模スタディと称した報告では、4病院からそれぞれ集めた連続的な25症例 (400枚) の石灰化解析について報告していた [299]。施設によってFROC曲線 (検出率と1枚当たりの偽陽性数のグラフ) の大きな相違が見られ、画質の問題や症例の難易度の相違に起因しているようで、現在検討中とのことであった。また「シカゴ大では11月8日にマンモCADの臨床応用が始まり、CAD研究の歴史に残る日になるであろう」、との土井教授の言葉が印象に残っている。

学術展示の関係では、マンモCAD関係は2件あり、シカゴ大の土井教授らのCADの発表が今年も大がかりで、マンモフィルムのデジタイザによる実演も行われていた [506PH]。われわれもこれまでに開発してきたマンモCADの技術を現状報告し (名古屋大、遠藤登喜子先生らとの共同研究)、約200例の臨床データに基づいて最近の性能について報告した [468PH]。また、淡く小さい微小石灰化検



写真3 デジタル・マンモの infoRAD Exhibits

出のためには、100 ミクロン以下のピクセル寸法が必要である結果についても簡単に報告した。あるベンチャー企業からのコンタクトがあり、最終日の終了間際であったが、約40分にわたり討論を行った。

今回はinfoRAD Exhibits の中に Computer Assisted Diagnosis (Mammography) のコーナーが設けられた(写真3)。ただし、この標題はいわゆる CAD というよりはもっと広い意味であり、Digital Mammography とされるのが適切であると感じられた。マンモ撮影のデジタル用検出器に関するハードから、CAD に関するソフトとその関連演題まで多岐にわたっていた。19 演題で構成され、ワークステーション等による常時デモ、パネルによる展示、およびinfoRAD THEATER における発表の3つの演出でそれぞれが報告され、演者は大変であろうが発表効果は非常に大きい。いわゆる CAD の演題は4つだけで、南フロリダ大の Clarke らのウェーブレットやニューラルネットワークも用いている CAD [9408]、シカゴ大の Giger らの CAD のマンモだけを集めたデモ [9411]、1988 年に Radiology 誌に論文を書いている MITRE 社の Olson らの微小石灰化の CAD [9415]、そして何年か前にすでに CAD システムをメーカ展示で発表していた Stereometrix 社の Saxena による ViewStation 5000 という CAD システム [9419] であった。シカゴ大のデモ内容は、検出処理、良悪性の鑑別、乳房辺縁の処理、テンポラルサブトラクションの4つで構成されていた。Stereometrix 社のシステムは、PC486 をベースにしており、1枚当たりの処理時間は2分で、さらにフィルムのデジタル化に1分必要であった。ウェーブレット変換を用いた画像強調処理と検出 [9408,9414]、ウェーブレット画像圧縮 [9406,

9418] はここでも報告されていた。ウェーブレット関係は前回よりかなり発表が増えており、ウェーブレット・ブームの到来となるのであろうか？ CCD やレーザスキャナでマンモフィルムをデジタル化(24~100 ミクロン)して、2.5k モニタと Mac Quadra 950 システム(コダック社でシステム製品化されているらしい)を用いて微小石灰化検出に必要なピクセル寸法を検討した報告があったが、まだ結論は出せないとしていた [9407]。Kundel らは、アイ・トラッキングを利用した解析を元に、コンピュータ支援視覚探索と題した研究を報告していた [9409]。検出しにくい病変部の視覚探索時間は長くなる傾向があり、その箇所を後に診断医にフィードバックして、見逃し率を改善しようとする試みのようである。類似の研究として、眼の凝視点と移動軌跡、瞳の直径測定により、マンモ専門医の診断過程を解析するものがあった [9410]。バイオプシー用の CCD を用いた小領域で撮像された画像を NASA の Voyager で開発された stitching 技術で“縫合せ画像”を作成し、マンモ全体の大領域を撮像するシステムが報告されていた [9416,9417]。

上記以外にも、デジタルマンモのための新しい検出器に関する報告が増えてきている感がある。と

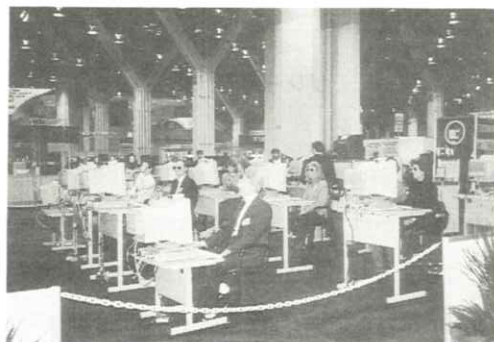


写真4 VR イメージング教室

にかく、デジタルマンモは欧米では今最も盛んな研究分野の一つである。

infoRAD Exhibits の中に、昨年に引き続き「Virtual Reality Imaging Classroom」があり、ワークステーションを10台程持ち込んで、人体のいくつかの部位の画像で実演を行っており、今回も多く「生徒」がVRを楽しんでいた(写真4)。

CRの画像評価関係のセッションにおいて、以前われわれがIEEEの論文誌に書いた内容で、デジタル系のプリサンプリングMTF(解像特性)を測定する手法を採用した研究の演題が2件あった。演者が開発筆頭者である私の名前を計4回も「呼んで」おり、研究者としてはこれほど嬉しいことはない(感激!)

最後に私自身の発表内容であるが、「マンモグラフィにおけるコンピュータ診断支援システム」と題した演題で、最近のわれわれの研究室におけるマンモCADをまとめた内容を学術展示部門で報告した。

帰国後すぐに、参加した学生4名らとミーティングを行い、次回のRSNA'95に向けての目標と計画を議論した次第である。抄録の締切は4月15日で、間近である。最後になりましたが、援助いただきました文部省に感謝申し上げます。

(藤田 広志)

## リレー報告 (2)

### ● alternate から生き返った演題

昨年に続いて、今年も無事RSNAで発表することができました。しかし、今回は提出した演題がalternate扱いとなり、学会直前まで採用が決まりませんでした。数回にわたってFaxで発表の可否を問

い合わせた結果、『発表できるかどうか、学会が始まらないとわからない。とにかくこちらへ着いたらeast program officeへ寄り、到着したことで、発表の準備ができていることを知らせなさい』との返事が届きました。出席すべきか否か最後まで悩みましたが、このFaxで出かけることにしました。

今年は、学会直前に日本放射線技術学会秋季大会が高知で開催され、夜遅くの航空便で名古屋へ戻り、翌朝、名古屋→成田→シカゴへと移動するという強行軍でした。藤田先生と岐阜大学のグループはすでに出かけられた後で、寂しい1人旅になるかと思いましたが、名古屋空港で、名大・石垣教授と医局の先生方といっしょになり、成田では、保健衛生大学・古賀教授をはじめ多くの方々と同じ航空機になりました。例年は学会前日夕方にシカゴ入りし、一晩休んでから学会に出かけるパターンでしたが、今年は朝、シカゴに到着し、その日から学会に出席するという忙しい日程で、さすがに風邪をひきました。いつもの元気が出ず心配しましたが、持参した薬でなんとか乗り越えることができました。やはりもう少し余裕を持った計画が必要です。

到着したその日に登録を済ませ、藤田先生とeast program officeへ出かけました。持参したスライドとFaxを見せると、私の演題申込書が一番上に置かれており、11月30日(水)に発表できることになりました。毎日発刊されるDaily Bulletin 11/30号に以下のように掲載されました。

### Program Update

Replacement · Paper 956 10:54 AM ·  
N136(L-5)  
Development of a Computerized  
Detection Algorithm for Mediastinum

## Lymph Nodes in Chest CT Images.

Program Officeの人たちは大変親切で、丁寧な応対をしていただきました。さらに予め払込んだ学会登録料も、発表者は無料となることから返金され、名札、カードも変更されました。改めてRSNAの懐の大きさに感動した次第です。最後まで望みを捨てず、積極的に対応したことがよかったと思います。シカゴ大学の土井先生は、『非常に稀なケースで、ラッキーでしたね』とおっしゃいました。私はいつも発表前には、藤田先生やシカゴ大学のnativeな研究者に発表原稿を見せ、発音をチェックして貰っています。昨年はBob Nishikawa先生、今回はKen Hoffman先生にお世話になりました。彼等の発音をテープに録音し、ホテルで当日までに練習するわけです。これは大変勉強になります。さらに今回は発表時間が10分と当初の予定より長くなったので、持参したノートパソコンとプリンタが活躍しました。直前まで原稿を修正することはあまり勧められたことではありませんが、私にとってパソコンは必需品で、Faxを送ったり通信にも活躍します。これがインターネットにつながってくれば、鬼に金棒です。

### ●インターネットの夢

今年のRSNAでは、infoRADにおいてmammoのCADが本格的に展示されたことと、インターネットやDICOM 3.0の展示が目をはきしました。学会場には、ATM（非同期通信モード）を用いたRSNAnetが会場内をくまなく走り、ベンダーのワークステーション（WS）も多数接続されました（写真5）。会場からインターネットへは、45MbpsのSD（スーパーデジタル）光回線で接続され、会場内のあちこちに置かれたWSから、E-mailやtelnet、WWW



写真5 infoRAD 展示会場内に設置されたDICOM PACSサーバー群とRSNAnetのATM、光ファイバーNode。



写真6 会場内のあちこちにはインターネットアクセスターミナルが置かれ、多数の会員に利用されていた。telnet、WWW、電子メール等が使用できる。



写真7 今回初めてRSNAに登場したインターネット講習会。毎回満員で整理券が配布され、予約が必要であった。実際にインターネットにアクセスしながら講演が進められた。

(World Wide Web)を使うことができます(写真6と7)。今回から会期以外でも、会場外からWWWによってRSNAの内容を把握することができるようになりました。(http://www.rsna.org)

DICOM 3.0はATMを用いて画像を転送し、会場内のあちこちに置かれた異なったベンダーのWSから登録した画像を見ることができました。これら的高速画像伝送技術をヒントに、今春、名古屋で開催される日本医学放射線学会(古賀佑彦・大会長)でテーマ展示としてJRSnetを運用致します。この学会では医学系学会として初めて、文部省学術情報センターのSINETと光ファイバーで接続し、会場から本格的なインターネットを利用できるように致します。また、WWWを用いた学会情報システム、MIPS'94(DICOM 3.0)、IS&C、遠隔診断、バーチャルリアリティに至る画像診断技術など、盛沢山の展示を企画しております。

JRSnetのテスト案内は、事務局である藤田保健衛生大学のWWW(<http://www.fujita-hu.ac.jp>)と名大医療短大WWW(<http://www.met.nagoya-u.ac.jp>)からご覧になれます。これらの新しい通信技術は、次世代PACSの基礎技術としても重要なものとなるでしょう。RSNAで味わった、あの感動を、日本においても実現したいと思っています。

最後になりますが、財団法人C&C振興財団より1994年度国際会議論文発表者助成の援助をいただき、この場を借りて御礼を申し上げます。

(津坂 昌利)

### リレー報告 (3)

昨年11月27日から12月3日までのRSNAに参

加する機会に恵まれたので、私見ではありますがその印象について少し述べたいと思います。ひとくちにRSNAといっても非常に分野が広いので、まず私の演題がacceptされた核医学関係とPACS並びに機器展示について、若干私の印象に残ったものについてお話ししたいと思います。

まず私の発表は大会第3日目の午前中で、“Computer-assisted interpretation of myocardial SPECT images”というタイトルで発表致しました。内容は、心臓核医学におけるBull's-eye表示を用いて、ニューラルネットワークによる診断支援システムの構築を行いました。本セッションにはこの他にもSPECTの再構成の諸問題についてなど、核医学の物理的な基礎的検討を中心に日本ではあまり見られないような検討がなされており、私にとっては有意義でした。これらの研究はほとんどがPh.Dによるものであり、日本においては放射線技師がこのような検討を行っているところが多いため、技師が日常仕事の合間にするには限界が感じられました。今後より多くの医用工学者の育成が望まれます。

次にリフレッシュャーコースにも参加したPACSについて、アメリカの動向を述べてみたいと思います。以前からPACSについては近い将来必ず行えるということが巷ではいわれておりますが、現実にはコストやデータ保管の問題など数多くあるために、満足するシステムにはまだ難しいようでした。しかし最近ハードウェアなどの環境が向上し、その現実性が見えてまいりました。そして、MDIS (Medical Diagnostic Imaging Support) システムとなって、よりman-machine interfaceの充実したシステムとして構築されつつあります。一方でTeleradiologyと呼ばれる電話回線を使った画像の送受信を行って

います。米国では現実に戦場と韓国と米国内を結び、画像の診断は米国内の陸軍病院で行いリアルタイムに現場へそのレポートが送られております。このように放射線画像は単に院内や国内だけでなく、全世界的に往来する可能性があります。いずれ日本と米国の画像通信も可能となり、日本国内で撮った写真をシカゴ大の診断支援システムにかけて、その診断が瞬時に報告されるという時代がくるかも知れません。

機器展示で私の目を惹いたものを2、3点列挙します。核医学装置では従来なし得なかったSPECTによる吸収補正や各臓器の機能解析がほぼリアルタイムで行えるなどソフトの向上がみられ、特に3Dの表示ソフトが充実してきました。まだ日本には入ってきていないAdacやLcind社のソフトの完成度が高いように思われました。その他DICOM<sup>®</sup> 3によるネットワークも各社とも力を入れており、今年か来年あたりには実用化されそうです。次に数年前からできましたVOXGRAMが臨床レベルに近づいてきました。VOXGRAMは疑似的なホログラムで、モニター上ではなく実際のX線フィルム上で3次元画像を写し出します。そのため各種視点から体内部位を観察でき、しかも実物大の構造で診断できるため骨格や脈管構造を詳細に識別でき、より正確な診断が可能になると考えられます。最後にワーキングプログレスですが、レーザ光線によるMammo専用のCT“Computed Tomography Laser Mammography (CTLM)”が、新しい技術として注目されます。この方法は放射線を使わないので妊婦や若い女性にも使用でき、しかもMammoを圧迫せず撮影できるためにその大小に関わらず検査ができます。臨床応用には通常のCT画像と違うため、画像的には

まだ問題が有りそうですが、将来において新しいモダリティの1つになる可能性はあると思います。

このRSNAに約10年ぶりに参加しましたが、日本の放射線技術を予想できるものが多くあり、参加するたびに新しい知見を得ることができます。また機会があれば是非とも参加したい学会の1つであります。

(片岡 哲朗)

#### リレー報告 (4)

進歩の著しいCTの技術に、新しいトピックスが加わった。II・TV方式による回転DRまたは回転DSA画像データを利用し、コーンビームCT画像を再構築するもので、ローテーションアンギオグラフィSF-VA100+コーンビームCT用再構成装置として日立メディコから出展されていた。

現在のアンギオは血管造影診断よりも、インターベンショナルテクニックに重点が移ってきている。超選択的に細部の血管へカテーテルを進め、病変部に直接抗癌剤を注入したり、主に栄養を供給している血管を薬剤やコイルなどで詰めて腫瘍を兵糧攻めにする。しかし、より精度の高い診断、治療を行うには、アンギオ装置でカテーテルを進めた上でCTの撮影を行うアンギオCTが必要である。日本のほとんどの病院では、アンギオ検査室とCT検査室が別の部屋になっており、患者さんを移動しなければならない。この移動により、カテーテルの先が抜けることもあり、また、常にCT装置が一般検査のために占有され、迅速にアンギオCTができるとは限らない。アンギオ検査を行うものにとってDSAとCTが同室にあり、同一寝台で双方の検査ができ

る事を望むのは皆同じであろう。

当装置はアンギオ装置でCT画像をも構築するものである。管球およびIIがCTのようにガントリーの中に収納されており、360度任意の方向へ回転、撮影ができる。3次元CT画像の構築には1.25度ごと、289回照射した512×512×512マトリクスのボクセルデータを利用している。IIの回転時間は4.8または9.6秒で済むが、現在のところ画像構築時間は臨床実用レベルにないとのことであった。3次元CT画像を見る限り、検出器がIIであるため、従来のCTに比べ解像特性がかなり良かったように思われる。残念ながらアキシシャル画像の展示がなかったので詳しいことはわからないが、コントラスト分解能は従来のCTに比べ劣ると考えられる。1回転で幅の広い領域をスキャンできるのも魅力で、肺野のスクリーニングに応用が可能かもしれない。

また、アンギオに従事している筆者からの目から見て、アンギオ装置そのものにも次のような工夫がなされ、従来の回転DSAの欠点をカバーしていた。

1. IIがガントリーの中に収納されているので、IIの位置の再現性がよく、位置ずれが無く良好なサブストラクショナル画像が得られる。
2. IIが患者にぶつからず安全性が高い。また、ボタン1つでPA、LATの選択ができる。
3. ガントリーの開口部がテーパー状になっているために術者の邪魔にならない。
4. 液体補償フィルターの使用によりハレーションを防止している。
5. 高速パルスX線を使用しているため運動はげが少ない。

IIは12インチのものであるが、2048マトリクスDR用に開発されたIIを搭載すれば、より高い分解

能を有するCT画像が得られるかもしれない。今後の研究、開発、臨床応用が楽しみである。

なお、筆者は“Mass Screening of the Upper Gastrointestinal Tract with 2,048 × 2,048 Matrix Image Intensifier Television Digital Radiography System”というタイトルで、2048マトリクスDRを用いた上部消化管集団検診への適用について報告した。

(小倉 敏裕)

## リレー報告 (5)

昨年、初めてRSNAに参加し発表することができました。何度も参加されている方にとっては当たり前のかもしれませんが、国際会議初参加である私にとっては会場の規模等何を取っても驚きの連続でありましたので、その驚きを3つにまとめ、そして私が注目したことと発表について述べたいと思います。

驚き1：開催会場であるMcCormick Placeは、北米最大の展示会議施設（現在も増築中！）であり、北館と東館の2つの建物の間にある通路の下を高速道路が走るまさにアメリカらしさを感じさせる会場でありました。北館東館の間をこの通路を通って移動するのですが、混んでいるときは約15分くらいかかるため、移動時間には注意が必要なほどでした。

驚き2：学会によるホテルの斡旋、予約、料金の割引などがあり、さらに各ホテルのある市内と会場を循環する無料バスまで手配されていました。しかし、お手ごろなホテルは、論文のaccept通知が着くころに既に予約がいっぱいになるようで、私達のグループの中でも数日違いで同じホテルの予約が取れないことがありました。予約は日本からFAXで

現地の幹旋業者と連絡を取るのですが、語学力の無さも手伝って、いくつか注文をだしてもすべてが伝わらなかったり、違うところが修正されたりすることが何度かありました。

驚き3：期間中毎日発行され無料で配布される学会新聞や、会場内にはインターネットターミナルと呼ばれるワークステーション類が設置されており、会場から自分の大学へログインしたり電子メールを送ることも可能でありました。また、参加者間の連絡用電子メールシステムが設置されており、会場の要所に専用の端末が設置されていました。

学術展示部門で注目した物は、やはりCADシステムについてでした。特にinfo-RADにおいてCAD特集が行われており、実際にワークステーションを展示し処理結果を表示する等のデモンストレーションが行われていました。シカゴ大学の展示では、フィルムのデジタイザからワークステーションまで一連の装置を展示し、その場でシステムを稼働させる展示を行っており、大変興味深く拝見することができました。

物理部門の口頭発表では、やはりCADシステムに関するものが多くニューラルネットワークやウェーブレット変換を応用したものなどがあり非常に興味深く聞くことができました。私の発表は第4日目の午前中であり“Lung nodule detection by means of genetic algorithm approach in digital chest radiography”というタイトルで発表しました。内容は遺伝的アルゴリズムを用いた画像認識手法を提案し、その手法を胸部の結節陰影検出に応用するものであります。報告4分間＋質疑応答2分のセッションであるcurrent-conceptsであったため、詳細までは報告できませんでしたが、4分といえ

ど、スライドや原稿など細かな事前の準備が必要で、藤田先生をはじめ多くの方々のご協力を頂きました。RSNAで遺伝的アルゴリズムを用いた手法が報告されたのは、われわれが初めてでした。シカゴ大学の土井先生をはじめとして、何人かの先生方から質問を受けたことがありました。

最後になりますが、RSNA参加に関して、財団法人C&C振興財団より1994年度国際会議論文発表者助成を受けることができ、この場を借りて御礼を申し上げます。

(原 武史)

## リレー報告 (6)

前回に続き、今回もRSNAに参加しました。一昨年は4年生であり、まだ学会など一度も参加したことがなかったため、RSNAと聞いてもあまり関心が湧きませんでした。むしろRSNAが開催されるシカゴに関心があり、いろいろとガイドブックを調べて、一緒に行く先輩たちと計画を立てていました。出発前は「犯罪の街」などとシカゴには良い印象を持っていなかったため、訪れてみると驚きの連続でした。特に個性的な建築物が印象的で、高層ビルの最上階にあるバーで皆で窓にへばりつくように夜景を見入っていたら、バーテンダーに「他の人に迷惑だ」と注意されました。危険で暗くなると外は歩けないのではないかと考えていましたが、ダウンタウン内なら以外と平気で夜中まで外出できました。RSNAに関しては送迎バスが15分間隔で走っており、会場には送迎バスのルート別に通路に色分けされた絨毯が敷かれており、その規模の大きさには驚きました。コートチェック等もあり、自分が偉い人

にでもなったように感じてしまいました。会場も世界で一番大きいコンベンション・センターで、ハイウェイを挟んで北と東棟に分かれており、会場から見るシカゴの摩天楼が印象的でした。会場には最新の医療機器が展示され、実演デモ等が様々な研究分野において実施されており、先輩たちと「とんでもないところに来たな」などと話していたのを憶えています。ただ、全会場内が禁煙であり、喫煙するために、わざわざ手袋とコートを着て寒い外に出なければなりません。同じような人が数人おり、アメリカでは喫煙者は苦勞することを思い知りました。

今回このRSNAに参加することになりましたが、今回は前回と違い、発表することになりました。さすがに、前回のように出発前にのんびりとガイドブックを見ているわけにはいきませんでした。発表用のスライドを作成したり、発表の原稿を何度も読み直しました。特にざりざりで作成したスライドのグラフが背景色と混同して見えなくなり、慌てて再作成しましたが、コンピュータ上の色と実際のスライドの色に若干の違いがあり、結局は口頭で説明することになりました。余裕を持った準備は必要です。一年ぶりに訪れたシカゴでしたが、シカゴの街並はミシガン湖を目安にすると分かりやすく、昨年の記憶をたどって観光名所に行くことができ、非常に懐かしく感じました。RSNAの会場は前回と変わりませんでしたが、発表が終るまでは、気分的にすっきりしませんでした。発表前日の夜はホテルで何度も練習をし、当日の朝はなるべく早く会場に行き、会場でも練習を繰り返しました。発表時間は4分と短かったのですが、非常に長く感じました。特に発表がセッションの中間になり、待ち時間が異常

に長く感じ、その間の発表はほとんど頭に入りませんでした。自分の発表が終わってからは気分が楽になり、ゆっくりとデモ等を見学しました。特に米国ではマンモグラフィに関する研究が活発に行われており、自分の発表するセッションも全てマンモグラフィに関する研究発表でした。また、ワークステーションを持ち込んだ実演デモやポスターセッションにもマンモグラフィに関することが目につきました。今年は昨年より滞在期間が長かったので、メーカーが主催する最新鋭の機器展示等も見学することができました。ほとんどのセールスマンがStudentと記述された名札をみて、相手にしてくれませんでした。中には自分達に熱心に機器の説明をするセールスマンがおり、こちらも半分分かったような顔をしながら説明を聞きました。今年は、シカゴ大学のカートロスマン研究所も見学させてもらいました。見学前には最新鋭のコンピュータに囲まれた巨大な研究所だと思っていましたが、意外と小さく、雰囲気はそれほど自分達の研究室と変わらないなと思いましたが、病院と隣接しており、既に試験的とはいえCAD (Computer-Aided Diagnosis) が取り入れられている点など、背景と規模の違いも感じました。

学生とはいえ、このような学会に参加でき、しかも発表までも行えたのは非常に恵まれており、自分にとっていい経験です。今年は禁煙したためRSNAの会場では寒い思いをせずにすみしました。シカゴの巨大なピザを今年も食べ忘れたので、今度行った時には絶対に食べたいと思います。また、暖かい時期に行って、ミシガン湖でクルージングをしたいものです。

(鳥巢 泰弘)

## リレー報告 (7)

今回初めてRSNAに参加しました。といっても、口頭発表があるわけではなく学会の雰囲気を肌で感じ勉強することが目的でした。

学会開催日の前日、ポスターを貼りに会場に出かけました。私は日本で2、3回学会に参加した経験がありますが、とにかく会場の広さにびっくりしてしまいました。全然規模が違う。さらに所狭しと他のグループが用意をしている様子を見てこんな学会もあるんだと世界の規模を実感していました。私が作ったポスターは3枚で、全部貼り終わった後、「私の研究内容って案外少ないのね。」とも思いましたが、「こんなにすごいところにはられてるんだわ。」と密かに感動もしていました。

やはり一番の関心は、シカゴ大学のシステムです。持参の画像を使って、実際にマンモの検出処理する実演をしていました。私たちも画像をもっていき、私の研究対象が腫瘍陰影であることから腫瘍陰影検出結果がどうでるかとても関心がありました。が、残念なことに腫瘍陰影検出システムの実演はされていませんでした。また、微小石灰化に関しては、人間の目では見落とすような石灰化をも検出対象として、もうすぐ完成の域に達するといわれました。いままで、実用化が本当に実現するのか半信半疑でしたが、本当に実現するんだ、もうそんな段階まできているんだ、と思いました。また、口頭発表のほうで、乳腺上の腫瘍陰影の検出が難しいことから、乳腺を自動抽出するという手法が報告され、私が今後課題とするテーマだったために、「乳房X線写真に対する診断支援システムの構築は戦国時代に入った。」と言われていることを実感しました。

私たちのグループでは二人口頭発表をしました。また、日本からシカゴ大学に行きがんばっている人もみえました。「乳房X線写真における腫瘍陰影の自動検出アルゴリズムの構築」を目的として研究をしている自分が特別のことをしているような気がしていましたが、同じ様な目的をもって研究している人はたくさんいて、RSNAに参加している人は本当にプロフェッショナル、ということが分かりました。こんななかでは、自分の努力なんてほんのわずかなような気がします。一昨年RSNAに参加していたら、研究を続ける道を選んでいたと思います。

シカゴの町並はとても綺麗です。建物の一つ一つに単一性はなく、なにか「凝った」点があります。また、ちょうどXmasシーズンだったので、ツリーやリースが綺麗に飾ってありました。日本のデパートにあるような商業的な面はなく、純粋に綺麗でした。街路樹の1本1本がライトアップされて夜はまた違うシカゴの街の顔が見ることが出来ます。

また、やはり英語は国際語ですね。私の片言の英語を“Sorry? Pardon?”と、一生懸命聞こうとしてくれる姿勢はとてもうれしかったです。学会の内容を理解するためにも、夕食会で紹介された人と話をするためにも、街であった人とコミュニケーションをとるためにも、もっともっと語学力をつけなきゃいけないと痛感しました。

RSNAは、学生の早い時期に参加するのがいいと思います。得るものも影響もとても大きいからです。シカゴには機会があればまた是非行きたい街です。

(松原 友子)

## リレー報告 (8)

我が心の故郷“CHICAGO”

サンフランシスコを出発したときは、まだ昼過ぎだった。それから数時間後、陽は傾き、どこまでもどこまでも永遠に広がる大地はだんだんと夕日に染まっていく。やがて夜が訪れ、眼下にはところどころに街の明りが見えるだけである。昼から夜への移り変わりをこんなにじっくり観察したのは、生まれて初めてである。飛行機のジェットエンジンの音だけが単調なリズムを奏でている。やがて、はるか彼方に橙色の光が小さく見えてくる。飛行機が進むにつれて、その光の塊は大きさを増していく。それが初めて訪れる街“CHICAGO”であると認識するのに何故かそれほど時間を要しなかった。今まで見てきた夜景に感動していた自分にとって、この眺めは控え目に表現して“何だこれは！ 世の中には自分の知らないものがいっぱいありすぎる。まだまだ若いな。”という印象だった。飛行機が高度を下げていくにつれて、ビルディングやハイウェイの形がはっきりと見えてくる。そして、車や通りを歩い



ている人々までもが確認できるようになる。空には他にも飛行機がたくさん旋回している。私はあのあ

こがれのCHICAGOに、遂に到着したのだ。空港からホテルへと向かうタクシーの中、カーラジオから“ニューヨークシティー・セレナーデ”が聞こえてくる。おかしなことだが、日本に帰ったあとこの曲をラジオで聴くたびにニューヨークだけでなく、CHICAGOの街を思い出すことになるだろう。CHICAGOはきれいな街である。クリスマスシーズンということもあり、街にはクリスマスソングを演奏するサキソフォンのメロディが流れている。巨大なクリスマスツリーが街行く人々の心を和ませている。子供たちは無邪気に遊んでいる。ビルの谷間を吹抜ける風は冷たいが、何故かそれも苦にならない。

(上田 齊)



## XIII IMEKO World Congress, from Measurement to Innovation 報告

<sup>とこは</sup>常葉学園浜松大学経営情報学部 小島 克之

岐阜工業高等専門学校 蔡 篤儀

IMEKO (International Measurement Confederation) World Congress は2～3年ごとに開催されている。時期はだいたい決まっているが、場所は異なる。1994年はトリノ Torino (Italy) で開催された。

会議の期間は9月の4日(日)から9日(金)までの6日間であり、Centro Congressi Lingotto (図1) で開催された。

Torino はMilano から西へ150km 位のところにあるItaly 第2の工業都市であり(第1はMilano)、人口は110万人強、ピエモンテPiemonte 州の州都でありTorino 県の県都でもある。会議場もFIAT の工場跡を改装したものであり、まだ工事中で、使える場所から利用していた。ドゥオーモ・サン・ジョヴァンニ Duomo San Giovanni のサンタ・シンドネ礼拝堂 Cappella Della San Sindone にあるChrist の遺骸を包んだという伝説の残っている聖骸布 Sindone でも有名である。

分野別の報告件数を表1に示す。医用関係はTC 13のmeasurements in biology and medicine で23件あり全報告件数450の5.1%程度である。TC 13での報告を表2に示す。日本からの報告の1件は筆者等のものである。

参加国数は39 箇国であり、国別の報告件数はやはり地元Italy からの報告が最も多く118件(26.2%)を占め、日本からは36件(8.0%)であった。

各TCでのround table も行われ、TC 13ではnew trends in biomedical measurement technology と measurements and computer simulations in proton therapy の2つがあった。

会議に伴う行事として以下のものがあった。

1. Get-together Party
2. Concerto
3. Conference Dinner
4. Farewell Party
5. Technical Visit

4は自動車博物館Museo dell'Automobile (図2)で行われ、各種のクラシック・カーを見ることができ、また自動車の発展を知ることができた。

5は次の6箇所の訪問先の内1つを選ぶ形で行われた。

1. CRF
2. CSELT
3. DEA S.p.A.
4. Enological Museum Martini and Martini Quality Control Laboratories
5. FIAT Auto S.p.A Mirafiori Plant
6. Metrological Institutes

筆者は電気通信と情報技術を研究しているCSELT (Centro Studi e Laboratori Telecomunicazioni S.p.A.)を見学した。研究所の好意で予定外の画像

に関する研究施設も見学することができた。

Opening session では Prof. Dr. T.J. Quinn (Director of Bureau International des Poids et Mesures Sèvres, France) が metrology, its role in today's world という表題で講演を行った。

Closing session では Prof. L. Finkelstein (City University, United Kingdom) が measurement information and knowledge, fundamental concepts, philosophical aspects and applications という表題で, Dr. Ing. G. Levizzari (Centro Ricerche FIAT, Italy) が the role of measurement in the vehicle development process という表題で講演を行った。

また, 若手優秀論文の表彰も行われた。

今回は機器の展示会は開催されなかった。

Poster session の状況を図3に示す。

図4は会議場周辺の風景であり, 図5は中央駅 (Torino Porta Nuova), 図6は中央駅前の風景である。路面電車とバスが発達しており, 都市内の移動には不自由しなかった。

XIV IMEKO World Congress, New Measurements-Challenges and Visions は1997年6月にタンペレ Tampere (Finland) で, XV IMEKO World Congress は1999年に日本で開催される。

表1 分野別の報告件数。

| TC  | 名 称                                                | 件数  |
|-----|----------------------------------------------------|-----|
| 1   | Higher education                                   | 15  |
| 2   | Photonics                                          | 12  |
| 3   | Measurement of force and mass                      | 32  |
| 4   | Measurement of electrical quantities               | 92  |
| 5   | Hardness measurement                               | 10  |
| 7   | Measurement theory                                 | 40  |
| 8   | Metrology                                          | 12  |
| 9   | Flow measurement                                   | 19  |
| 10  | Technical diagnostic                               | 32  |
| 11  | Metrological requirements for developing countries | 10  |
| 12  | Temperature and thermal measurement                | 29  |
| 13  | Measurement in biology and medicine                | 23  |
| 14  | Measurement of geometrical quantities              | 37  |
| 15  | Experimental mechanics                             | 22  |
| 16  | Pressure measurement                               | 8   |
| 17  | Measurement in robotics                            | 14  |
|     | Other topics                                       | 43  |
| 合 計 |                                                    | 450 |

注) TC 6は留保。

表2 (a) TC 13 Measurements in biology and medicine での報告 (続く)。

---



---

TC 13 - Measurement in biology and medicine Room Berlino

---



---

**TC 13.1: New measurement technology in biology and medicine**

Initial Day: 05/09/94 Time:10.40

Chairman: Prof. E.R. Carson (United Kingdom)

Co-Chairman: Prof. N.G. Shive (Canada)

---

**Key note paper:**

10.40 *Measurement in medicine. Information technology as an aid to clinical decision making (17-K/V.2 - pag. 1521)* - E.R. Carson (United Kingdom)

\*\*\*\*\*

11.10 *Fluxgate gradiometer for magnetopneumography (133-o/V.2 - pag. 1527)* - P. Ripka, J. Blaha, J. Jerabek (Czech Republic)

11.30 *Models of ventilation and respiration (72-o/V.2 - pag. 1531)* - R. Summers (United Kingdom), S. Andreassen (Denmark), E.R. Carson, C. Morgan (United Kingdom)

11.50 *Contactless conductometric haematocrit measurement (491-o/V.2 - pag. 1535)* - A.R. Varlan, W. Sansen (Belgium)

12.10 *Measurement of muscle activation patterns from surface myoelectric signals (301-o/V.2 - pag. 1540)* - P. Bonato, T. D'Alessio, M. Knaflitz (Italy)

14.00 *Microprocessor based instrument for pain measurements (267-o/V.2 - pag. 1546)* - D. Mirri, G. Iuculano, A. Menchetti, F. Fontana, M. Masetti (Italy)

14.20 *A new technique for measuring strain on flexible materials such as soft tissues (155-o/V.2 - pag. 1552)* - N.G. Shrive, E. Damson, S. Iverslie, K. Moore, C. Frank (Canada) et al.

14.40 *Fibre optic probes for studying cell damage in the arteries (221-o/V.3 - pag. 2503)* - P.D. Goodyer, N.B. Jones, J.C. Fothergill, D.P. De Bono (United Kingdom)

15.00 *Research of extracting FECG with adaptive noise cancelling and digital signal processor (490-o/V.3 - pag. 2515)* - Mo Wei, F. Hui-Jun (China)

15.20 *Human biomagnetic signal measurement for diagnosing some diseases (595-o/V.3 - pag. 2509)* - N.N. Budnick, A.V. Gapeljuk, Y.D. Minov, M.A. Primin, V.N. Sosnitsky (Ukraine)

Poster Presentations:

15.40 *COGENT: an expert network for medical diagnosis (194-p/V.2. - pag. 1557)* - R. Summers, P. Weller, J.E. LeFevre (United Kingdom)

15.45 *The form of the exciting signal in the forced expiratory test (213-p/V.3 - pag. 2519)* - B.K. Juroszek (Poland)

15.50 *Non-invasive method for measurement of respiratory system parameters (355-p/V.2 - pag. 1561)* - J. Mroczka, A.G. Polak (Poland)

15.55 *Quantitative analysis of proteinous components in electrophoretic graphs by means of linear operators (105-p/V.2 - pag. 1566)* - L. Frusi (Italy)

16.00 *Skin temperature measurements with surgical electrodes in volunteer experiments (376-p/V.3 - pag. 2524)* - N.H. Nessler (Austria)

Final Day: 05/09/94 Time:16.05

表2 (b) TC 13 Measurements in biology and medicine での報告。

**TC 13.2: Digital imaging and decision support in biology and medicine**

Initial Day: 06/09/94 Time: 8.40

Chairman: Prof. T. D'Alessio (Italy)

Co-Chairman: Dr. K. Kojima (Japan)

- 8.30 *Feature enhancement of abdominal computed tomographic images using a cascading spatial filter (36-o/V.2 - pag. 1575) - D.Y. Tsai, K. Kojima, T. Sakamoto, N. Tanahashi (Japan)*
- 8.50 *Neural Networks and vector quantization for efficient compression of diagnostic images (250-o/V.2 - pag.1580) - T. D'Alessio, S. Conforto, C. Roberti, M. Salustri, E. Zanette (Italy)*
- 9.10 *An optical fiber sensor for slip control in the restoration of grasp with functional neuromuscular stimulation (268-o/V.2 - pag. 1586) - T. D'Alessio, R. Steindler (Italy)*
- 9.30 *Metrological modelling of living object exposed to noninvasive transillumination (191-o/V.2 - pag. 1592) - A. CysewskaSobusiak (Poland)*
- 9.50 *Biomeasurement and modelling of the cardiac electric field (480-o/V.2 - pag. 1598) - P. Kneppo, M. Tysler, V. Rosik (Slovakia)*

Poster Presentations:

- 10.10 *Acquisition and elaboration of fluorescent images for tumor diagnosis (248-p/V.2 - pag. 1603) - G. Sansoni, L. Biancardi, F. Docchio, R. Cubeddu, L. Valentini (Italy) et al.*
- 10.13 *Real time measurement of joint movement using digital signal processors (201-p/V.2 - pag. 1609) - J. Moorehead, D.M. Harvey, P.H. Dangerfield, S.C. Montgomery (United Kingdom)*
- 10.16 *Deterministic modelling of human intestinal glucose absorption in response to glucose challenge (521-p/V.3 - pag. 2530) - T.K. Basu, S.K. Sarkar, S. Ganguly (India)*

Final Day: 06/09/94 Time: 10.20



図1 会議場 (Centro Congressi Lingotto)。



図2 自動車博物館 Museo dell'Automobile。



図3 Poster session の状況。



図4 会議場周辺の風景。



図5 中央駅 (Torino Porta Nuova)。



図6 中央駅前の風景。

## 乳房X線写真における腫瘍のスピキュラ自動検出

上田 斉\*・藤田 広志\*・遠藤登喜子\*\*・松原 友子\*  
堀田 勝平\*\*\*・木戸長一郎\*\*\*\*・石垣 武男\*\*

\* 岐阜大学工学部電子情報工学科 〒501-11 岐阜市柳戸 1-1

\*\* 名古屋大学医学部放射線医学教室 〒466 名古屋市昭和区鶴舞 65

\*\*\* 愛知県がんセンター病院放射線診断部 〒464 名古屋市千種区鹿子殿 1-1

\*\*\*\* 県立愛知病院 〒444 岡崎市欠町字栗宿 18

(1995年1月28日, 最終1995年2月20日受理)

## Automated Detection of Spicules in Mass Lesions on Mammograms

Hitoshi Ueda\*, Hiroshi Fujita\*, Tokiko Endo\*\*, Tomoko Matsubara\*  
Katsuhei Horita\*\*\*, Choichiro Kido\*\*\*\*, and Takeo Ishigaki\*\*

\*Department of Electronics and Computer Engineering, Faculty of Engineering,  
Gifu University, Gifu-shi 501-11, Japan

\*\*Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine, Nagoya-shi 466, Japan

\*\*\*Department of Diagnostic Radiology, Aichi Cancer Center Hospital,  
Nagoya-shi 464, Japan

\*\*\*\*Aichi Prefectural Hospital, Okazaki-shi 444, Japan

(Received January 28, 1995, in final form, February, 20, 1995)

We developed a new automated detection algorithm for spicules on digital mammograms. After the background trend around the detected mass was removed by curve fitting technique, high-frequency components were enhanced by using an unsharp-mask filter. The detection was performed by using a newly developed "pendulum filter" in three steps for examining the existence of spicules, searching the thick and/or thin spicules and finding the inner components in the mass. The pendulum filter detected most of the spicules that pointed out by a radiologist. The sensitivity and specificity of our algorithm for detecting the existence of spicules in the mass were 86.7% and 86.7%, respectively, in our database of 30 mammograms.

## 1. はじめに

近年、欧米のようにわが国においても乳癌は増加傾向にあり、乳房X線写真による画像診断法が集団検診にも多く用いられるようになってきた。しかし、診断に従事する専門医が不足していることなどから、コンピュータによる診断支援システムの開発が要望されている。その中でも、検出された腫瘤陰影の良悪性鑑別は、システムの実用化に際して最も重要な課題の一つである。スピキュラとは、腫瘤陰影の辺縁もしくは内部より伸びる放射状の陰影を称し、癌にきわめて特徴的な所見である。これまで、スピキュラの自動検出に関するいくつかの報告がされている<sup>1-3)</sup>。文献1では、腫瘤陰影の辺縁の濃度分布とそれをスムージングしたものとの差によって良悪性の鑑別を試みているが、スピキュラの検出は行っていない。文献2でも、基本的に文献1と同種の手法を用いている。文献3では、モルフォロジーの手法に基づく画像のスケルトン（骨格）からスピキュラの検出を行う方法を提案している。しかし、使用されたデータベースはスピキュラを伴う

症例が7例と少なく、また微細なスピキュラの検出にまでは至っていない。そこで本論文では、腫瘤陰影の良悪性の自動鑑別において最も重要な特徴であるスピキュラを、微細なものまで自動検出することを目的とした新しい手法について報告する。

## 2. 方法

### 2.1 画像の入力

乳房X線写真(25.4cm × 20.3cm)を、レーザディジタイザを用いてサンプリング間隔0.1mm、濃度分解能10bitでデジタル化し、2510 × 2000画素のデジタル画像を得る。まず、乳房領域とその周辺領域との境界線を検出するために、平均化処理によりこの画像を251 × 200に縮小し、縮小画像の縦方向の濃度分布を1ラインごとに調べる<sup>4)</sup>。腫瘤の検出では、原画像を平均化処理によって面積を1/16に縮小した画像を用いる<sup>5)</sup>。また、スピキュラの検出では、面積を1/4に縮小した画像を入力画像として使用する。

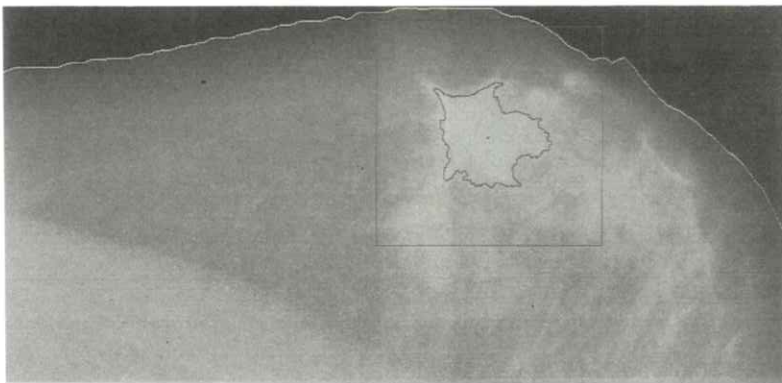


Fig. 1 Determined margin of a mass and extracted rectangular area around the mass for the analysis of spicules

## 2. 2 腫瘍陰影の辺縁の決定

スピキュラを検出するためには、まず腫瘍陰影の辺縁を正確に検出する必要がある。そこで、あらかじめ別のアルゴリズム<sup>5)</sup>によって検出された腫瘍陰影とその重心の座標を入力し、入力した腫瘍陰影の面積に応じて重心を中心とした矩形領域を切り出す。そして、その領域内の画素値のヒストグラムを作成し、大きい画素値から18%の画素値を閾値として2値化を行い、正確に腫瘍陰影の辺縁を決定する。最後に新しい重心を求める(Fig. 1)。以後の処理は、ここで求めた矩形領域内部についてのみ行う。

## 2. 3 信号強調処理

検出対象であるスピキュラの検出を容易にするために信号強調処理を行う。信号強調処理は、「背景トレンド除去処理」と「非鮮鋭マスク処理」の二つの過程で構成されている<sup>4)</sup>。

### (1) 背景トレンド除去処理

乳房X線画像には主に乳房の厚みの変化に起因する“背景トレンド”と呼ばれる緩やかな濃度変化がある。背景トレンドの存在によって微妙なスピキュラの検出が難しくなるため、これを取り除く処理を行う。処理の方法として、縦横両方向に対して多項式曲線を用いて濃度変化を近似し、これを入力画像から減算する。ここでは、縦横両方向ともに8次式で近似した。背景トレンド除去処理後の画像をFig. 2に示す。

### (2) 非鮮鋭マスク処理

微妙なスピキュラの検出をさらに容易にするために、高周波成分の強調を非鮮鋭マスク処理によって行う。まず、背景トレンド除去処理後の画像からぼけた画像(非鮮鋭マスク)を生成する。これを背景トレンド除去処理後の画像から減算し、さらにこれを背景トレンド除去処理後の画像に強調係数を掛けて加算する。非鮮鋭マスク処理後の画像をFig.

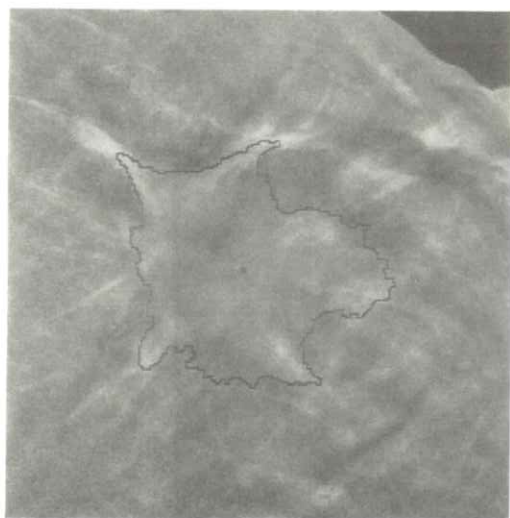


Fig. 2 Mass region on background-trend-removed image

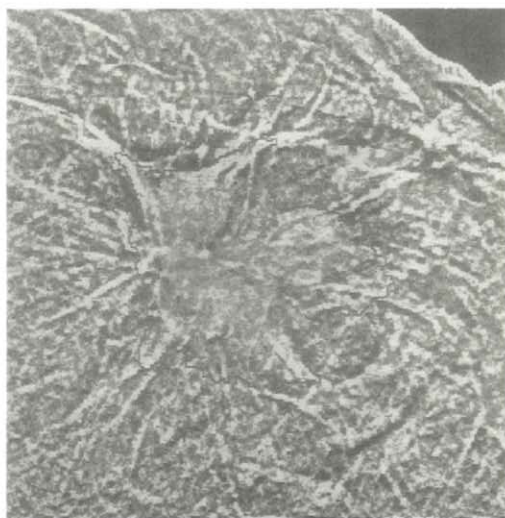


Fig. 3 Mass region on unsharp-mask-filtered image

3に示す。ここで用いた非鮮鋭マスクのサイズは縦横ともに1.4mm (7×7)で、強調係数は9である。

## 2.4 2値化処理

信号強調処理後の画像において、次項で説明するスピキュラ検出領域内 (Fig. 5 の Search area) の画素値のヒストグラムを作成し、大きい画素値から50%の画素値を閾値として2値化を行う。Fig. 3に対応した2値化画像を Fig. 4に示す。

## 2.5 振り子型フィルタ

検出対象であるスピキュラを以下の“振り子型フィルタ”によって検出する (Fig. 5)。

- (1) 腫瘍陰影の重心Oと腫瘍陰影の辺縁の境界線上の一点Aを結ぶ。
- (2) 線分OAの延長線と腫瘍陰影領域を3倍に膨張した辺縁との交点をBとする。
- (3) 線分AB上の画素値を調べ、線分上に90%以上

白い画素があり、白い画素が線分の50%以上連結していれば、その線分をスピキュラ候補として検出する。

- (4) 点Aを支点にして、線分ABを左右にそれぞれ50画素ずつ振り、それぞれの線分について(3)の操作を行う。
- (5) 点Aを腫瘍陰影の辺縁に沿って一周移動させ、(3)と(4)の操作を繰り返し行う。

## 2.6 検出処理

スピキュラの検出は、振り子型フィルタの閾値を変えて、以下の三つの段階に分けて行った。

【第1段階】スピキュラのある画像とスピキュラのない画像との分類を行う。スピキュラがあると判定された画像については、さらに以下の二つの操作を行う。

【第2段階】第1段階で定義した閾値を緩くして、第1段階で検出されたスピキュラに伴うさらに微細な

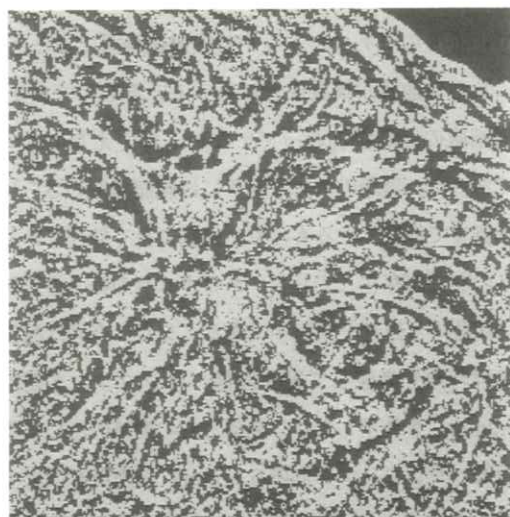


Fig. 4 Binary image obtained from Fig. 3 by thresholding

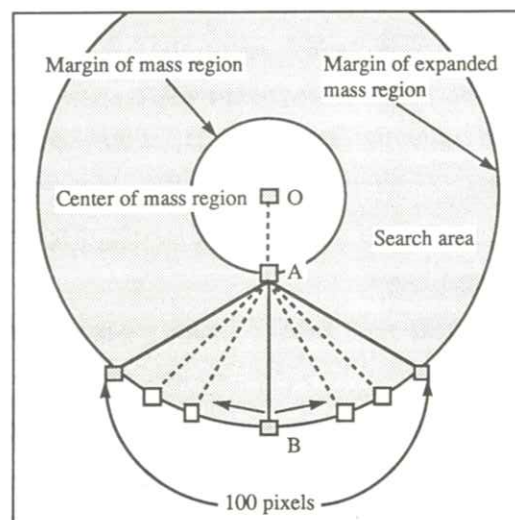


Fig. 5 Pendulum filter for detecting spicules

スピキュラの検出を行う。

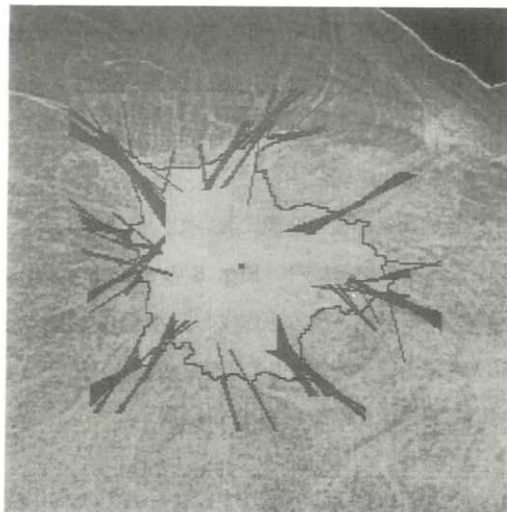
【第3段階】 腫瘍陰影領域を縮小し、腫瘍陰影の内部より伸びるスピキュラを検出する。

なお各段階での閾値は、第1段階は、膨張率が300%で2値化がヒストグラムの50%、第2段階は、膨張率が250%で2値化がヒストグラムの57%、第3段階は、膨張率が150%、かつ縮小率が50%で、2値化がヒストグラムの57%である。

### 3. 結果と考察

第1段階の、スピキュラのある画像とない画像との分類では、振り子型フィルタによりスピキュラを2本以上検出した画像を“スピキュラのある画像”とし、それ以外の画像を“スピキュラのない画像”とした。使用した画像は、スピキュラのある画像が15例、スピキュラのない画像が15例である。今回使用したスピキュラのない画像のうち、2/3が良性疾患であった。分類結果は、スピキュラのある画像の正解率(sensitivity)が86.7% (13/15)、スピキュラのない画像の正解率(specificity)も86.7% (13/15)で、全体で86.7%の正解率を得た。スピキュラのない画像で誤分類したものには、スピキュラに似た線成分が実際に存在しており、検出した線成分が真にスピキュラであるのかどうかの判定処理も今後必要となる。

第2段階では、スピキュラがあると分類された画像において、詳しくスピキュラの検出を行い、さらに第3段階では、腫瘍陰影領域を縮小させて、腫瘍陰影の内部より伸びるスピキュラの検出を行った。**Fig. 6** に振り子型フィルタによるスピキュラの検出結果例を示す。明瞭なスピキュラは確実に検出で



**Fig. 6** Result of detected spicules by the pendulum filter

きたが、フィルム像の観察によって放射線科医が指摘した23本のスピキュラのうち、5本の見落としがあった。これらは周囲との濃度差が小さいために2値化処理の時点で線成分が消失してしまったことや、長さが短いために振り子型フィルタの膨張率が大きすぎるなどが原因である。また、FP（偽陽性候補）が2本あったが、これらは血管を誤検出しているものであった。しかし放射線科医によると、これらは血管が構成成分に入っているものであり、癌細胞の浸潤が加わっていないとはいえないものであった。実際のスピキュラには腫瘍陰影のさらに内側まで伸びているものや、外側に長く伸びているものなどが存在しており、スピキュラの長さを正確に追跡する処理を検討中である。また、今回は検出処理時間を考慮して縮小画像（サンプリング間隔0.2mm）を使用したが、見落としの削減のために原画像（サンプリング間隔0.1 mm）の適用も検討中である。そして、最終的には検出結果を定量化して、腫瘍陰影の良悪性を鑑別するシステムを構築す

る予定である。

#### 4. まとめ

スピキュラのある画像とない画像との分類では、約87%の正解率であり、基礎的研究として有効な結果が得られた。スピキュラの検出では、放射線科医が指摘したかなりのスピキュラを検出することができ、30例という限られた症例数ではあるが、振り子型フィルタの性能の高さが示された。

今後は、(1) FPを減少させるために、検出した線成分が真にスピキュラであるのかどうかの判定処理を行う、(2) 様々な長さ、太さ、濃淡をもつスピキュラの線成分を追跡し、正確に検出することにより、TP (真陽性候補)を増加させる、(3) データベースにスピキュラのない悪性疾患の画像の割合を増やすことなどが課題として挙げられる。

#### 謝 辞

本研究の遂行にあたり、ご討論、ご協力をいただきました藤田研究室の諸氏に感謝の意を表します。また、本研究の一部は、厚生省がん研究助成金（小畑班）の助成によって行われました。

#### 文 献

- 1) M. L. Giger, C. J. Vyborny, R. A. Schmidt: Cancer Lett. **77** 201 (1994)
- 2) J. Kilday, F. Palmieri, M. D. Fox: IEEE Trans. Med. Imag. **12** 664 (1993)
- 3) 吉永幸靖, 小畑秀文: Med. Imag. Tech. **12**

209 (1994)

- 4) 桐戸 徹, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情誌 **11** 7 (1994)
- 5) 松原友子, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: JAMIT Frontier '95 講演論文集 p.84 (1995)

## MR 画像からの局所的心機能の定量評価

蔡 篤儀\*・小木曾 仁\*・藤沢 攻\*\*  
加川 憲作\*\*・富田 政明\*\*・藤原 久義\*\*

\* 岐阜工業高等専門学校電気工学科 〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

\*\* 岐阜大学医学部第2内科 〒500 岐阜市司町40

(1995年1月28日, 最終1995年2月25日受理)

## Quantitative Assessment of Regional Ventricular Function in Cardiac MR Images

Du-Yih TSAI\*, Hitoshi KOGISO\*, Kou FUJISAWA\*\*,  
Kensaku KAGAWA\*\*, Masaaki TOMITA\*\*, and Hisayoshi FUJIWARA\*\*

\*Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology

Shinsei-cho, Motosu-gun, Gifu 501-04, Japan

\*\*Second Department of Internal Medicine, Gifu University School of Medicine

Tsukasa-machi 40, Gifu 500, Japan

(Received January 28, 1995; in final form February 25, 1995)

We have previously proposed an efficient method for automated measurement of right and left ventricular volumes in MR images. This provided useful information for *globally* evaluating mechanical function of the heart. Namely, the proposed method was effective for discrimination of function normality and abnormality using the difference of ventricular volumes at end-diastole and end-systole states. In this paper, we describe an approach by applying the centerline method to characterizing *regional* ventricular function. With this method the location of wall motion abnormality can be identified. The results obtained demonstrate the power and potential of this method in assessment of ventricular function. This method of regional wall motion analysis, combined with our previously proposed method of global classification analysis, may provide more information for medical doctors to make more accurate diagnosis.

## 1. まえがき

非侵襲的に心室容積を計測する方法は、心機能計測や、心疾患の診断、治療方針の決定において重要である。従来、心室の容積計測は、医師の用手法によって描かれた2次元の1心拍数以上にわたっての心室輪郭線から、心室の形状を楕円体と考え、近似的に求めるのが一般である<sup>1)</sup>。しかし、この方法は医師に大きな負担を与え、また医師の経験年数や計算による誤差の諸問題が残る。

近年、コンピュータの普及と高機能化と共に、心室輪郭の自動抽出手法の開発が試みられた<sup>2-11)</sup>。筆者らは、適応しきい値法<sup>12, 13)</sup>を用いて、MR (Magnetic Resonance) 画像から心室の輪郭を自動的に抽出し、3次元表示を行うと共に、心室容積を計測する一手法を提案した<sup>14, 15)</sup>。この方法により、人の介入なしでも満足し得る正確な容積計測が可能となった。しかし、この方法は、グローバルな心機能評価、すなわち心機能の正常・異常の判別においては、有効であるが、局所的な異常部位の同定が困難である。したがって、心疾患の治療過程では、必ずしも満足な診断用データが得られない場合がある。

そこで、本論文では心機能の異常部位を同定できる、局所的な心室変化率計測の一手法を提案し、臨床画像に対する計測結果から本手法の有効性を示す。我々は、この提案するシステムを、心機能計測システムの1つのサブシステムと位置づける。

以下、2.では提案するシステムの計測フローについて述べる。3.では実験方法、4.では本手法を用いて計測を行った結果を示す。最後に5.では、結論と残された課題について述べる。

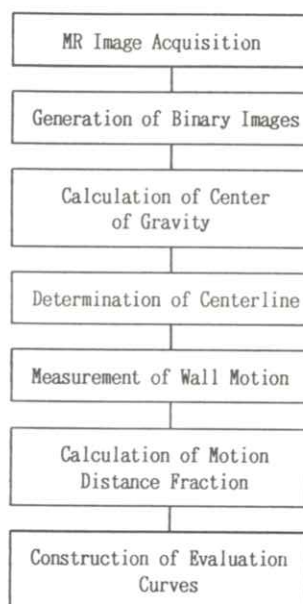


Fig. 1 Block diagram of our system.

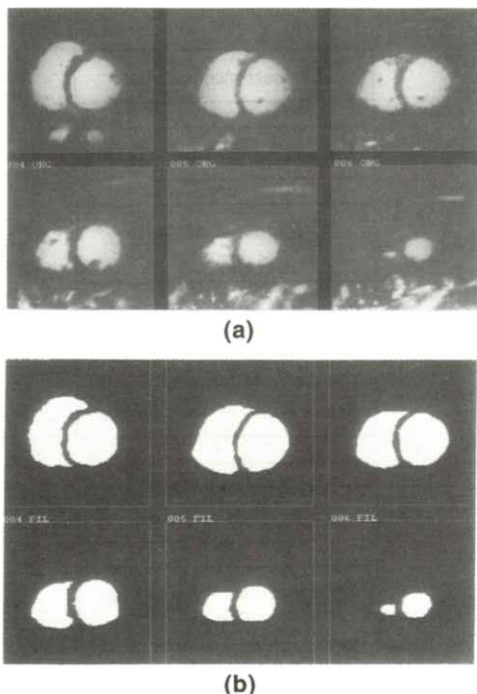
なお、心機能評価のための最適システムとしては、前回提案したグローバルな機能計測および今回の提案する局所的機能計測の2つのサブシステムを併用したシステムにすべきと考える。

## 2. 心室変化率計測システムのアルゴリズム

本システムの計測手順を Fig. 1 に示す。MR 画像撮影装置で得たスライス画像は、ある一定間隔ごとに撮影した心臓部の横断層写真のセットである。これらをイメージスキャナでパソコンに取り込む。本章では、システムの各段階での計測について述べる。

### 2.1 2値画像の作成

パソコンに取り込んだ MR 画像の心室周辺の画像濃度値の差が小さく、通常のしきい値による方法では、正確な心室の抽出が困難である。本研究で



**Fig. 2** An example of six consecutive MR slices of a normal, human heart. **(a)** original images and **(b)** binary images.

は、しきい値を変えながら2値化したときの平均隣接数が極大となる値を適切なしきい値として決定する、適応しきい値法を用いた<sup>12, 13)</sup>。

原画像（スライス画像）と2値化した画像の一例をそれぞれ **Fig. 2 (a)** と **Fig. 2 (b)** に示す。心室が良好に抽出されていることがわかる。

## 2.2 重心位置の算出

次節に述べる centerline の決定のため、まず、2値画像の重心位置  $(x_g, y_g)$  を

$$(x_g, y_g) = \left( \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} x_i, \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} y_i \right) \quad (1)$$

で求める。ここで  $(x_i, y_i)$  ( $i=0, \dots, n-1$ ) は心室部分の画素の位置を示す。 $n$  は心室部分の画素数で

ある。

## 2.3 Centerline の決定

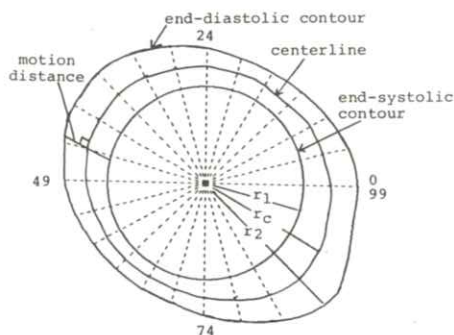
本論文では、心臓の拡張末期における心室壁と、収縮末期における心室壁の中間点によって作られる閉曲線を centerline (中心線) と呼ぶ。centerline の算出方法<sup>16)</sup>を **Fig. 3** に示す。極座標法を用い、 $3^\circ$  間隔で  $360^\circ$  にわたって重心から心室までの距離を測定する。収縮末期時における重心からの心室壁までの距離を  $r_1$ 、拡張末期時における重心からの心室壁までの距離を  $r_2$  とすれば、重心から centerline までの点の距離  $r_c$  を、次式より求めることができる。すなわち

$$r_c = r_1 + ((r_2 - r_1)/2) \quad (2)$$

となる。求めた点を結び、centerline とする。

## 2.4 心壁運動距離の測定

心壁移動距離とは、拡張末期から収縮末期へと心壁部分の変化した距離のことである。移動距離の測定方法を次に示す。まず、centerline の周囲長を100等分し、各点について垂直線を引き (**Fig. 3** 左側)、



**Fig. 3** Centerline method of regional wall motion analysis.

拡張末期時の輪郭と収縮末期時の輪郭とのそれぞれ交差する2つの交差点間の長さ(距離)を求め、心壁の移動距離とする。なお、本論文では、心室の各部位を標示するため、水平軸の方向を0番とし、逆時計回り方向に順次に99番まで番号を付ける(Fig. 3 参照)。

## 2.5 運動距離の変化率の算出

人によって心室のサイズが異なるため、正規化を行い運動距離の心室サイズ依存性を取り除く。本論文では、これを運動距離の変化率と呼ぶ。変化率の算出方法は、次式に示すようになる。

$$\text{変化率} = \text{運動距離} / \text{拡張末期輪郭周囲長} \quad (3)$$

ここで、拡張末期輪郭周囲長とは、拡張末期時における心室の輪郭の長さである。この変化率は、心室の容積変化率に対応すると考えられる。

## 2.6 評価曲線の作成

健常者の心室運動距離変化率は、局所によって異なる。したがって、次式を用いて心室の各部位  $i$  ( $i = 0, \dots, 99$ ) の変化率の標準化を行う。

$$Y_i = (X_i - N_i) / SD_i \quad (4)$$

ここで、 $X_i$  は被検者の  $i$  点における変化率であり、 $N_i$  は標準健常者の  $i$  点における平均変化率である。また、 $SD_i$  は標準健常者の  $i$  点における変化率の標準偏差であり、 $Y_i$  は  $i$  点における評価値である。

上式から得た結果を、グラフ化したものを評価曲線とする。Fig. 4 は評価曲線の様子を模式的に示したものである。図の水平直線は、式(4)の  $X_i = N_i$  の場合を示したものである。すなわち、健常者の心

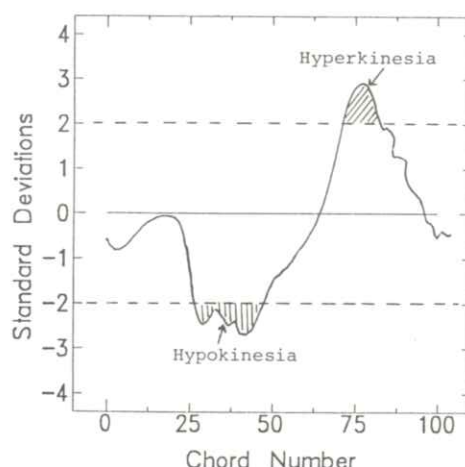


Fig. 4 Model illustration for evaluation curves. The normal group mean is represented by the horizontal zero line. Those parts over  $\pm 2SD$  are considered as hyperkinetic ( $+2SD$ ) and hypokinetic ( $-2SD$ ).

壁運動状況を標準化した直線である。もう一本の曲線の負(谷の周辺;  $-2SD$  以下)の部位と正(山の周辺;  $+2SD$  以上)の部位は、健常者に比べてそれぞれ心室壁の運動距離変化率が小さい(運動機能不全)と大きい(運動機能亢進)場合を表わす。したがって、この図を用いて局所的心機能の評価が可能と考える。

## 3. 実験

### 3.1 機器・ソフトウェア構成

画像処理の演算にはパソコン(PC-9801FS, 日本電気)を用い、これにはフルカラーフレームバッファ(HyperFRAME+, デジタルアーツ), 拡張メモリ, 数値演算プロセッサが装着してある。入力機器にはイメージスキャナ(GT6000, セイコーエプソン), 出力装置にはビデオプリンタ(SCT-CP120, 三

菱)を用いる。また、プログラムの開発にはMS-DOS上のQuick C コンパイラ(マイクロソフト)を使用した。

### 3. 2 対象画像

実験に用いたMR画像装置はGeneral Electric社製のSigna Advance, 1.5T型である。画像取得方法として、cine mode (20 frames/beat)で心電図同期下( $TR = 32ms$ )にdouble oblique法で心室長軸と垂直に心尖部から心基部の方へ、スライス厚み7mm、スライス間隔3mmごとに水平断面を撮影した。評価実験に用いた画像は、健常者5名と異常者(拡張型心筋症または心筋梗塞の疑い)3名のものである。1名の被検者に対し、拡張末期と収縮末期それぞれ6枚のスライス画像を用いた。

## 4. 結果と考察

Fig. 5 (a), (b)はそれぞれ健常者5名と異常者3名の心尖部から4番目のスライス画像(拡張末期と収縮末期)から得たものである。画像の白い環状部分の内側と外側は左室の収縮末期と拡張末期の輪郭である。この環状部分から局所心壁の運動の状況(運動距離)を知ることができる。個体差があるものの、(a)と(b)を比べると健常者は、運動距離が大きい、異常者の場合は小さく、部位によっては、運動していない部分もみられる。Fig. 6 (a), (b)に右室の心壁の運動の具合を示し、左室の場合と同様の傾向が現われている。

Fig. 7に左室の心壁運動距離変化率曲線を示す。図中の実線(Normal)は、5名の健常者の中央部分あたりの3つ、合計15個のデータから求めた平均

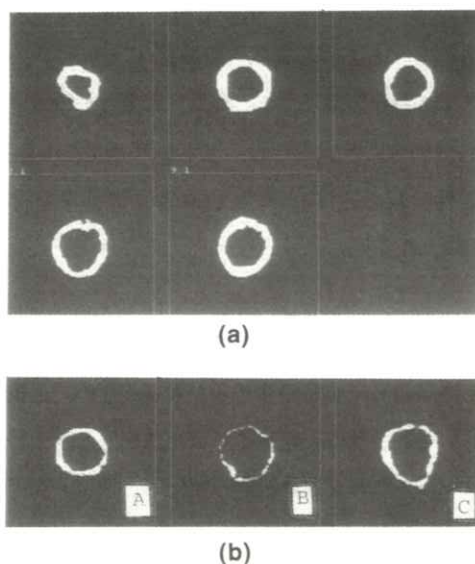


Fig. 5 End-diastolic and end-systolic left ventricular contours. (a) five normal cases and (b) three abnormal cases.

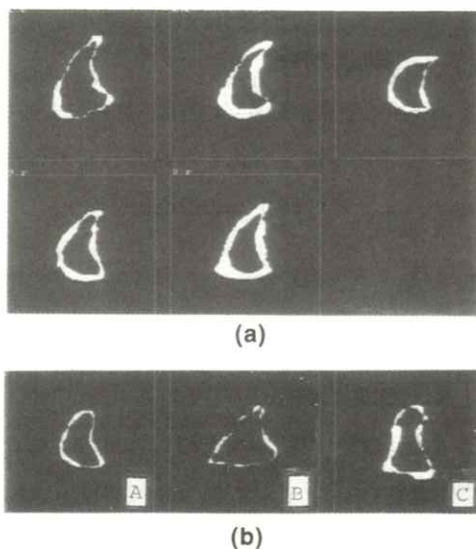
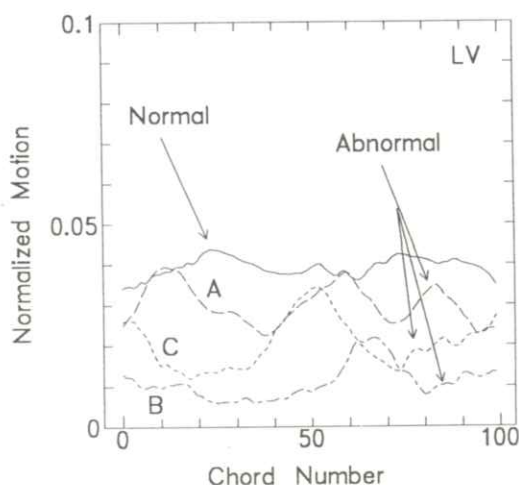
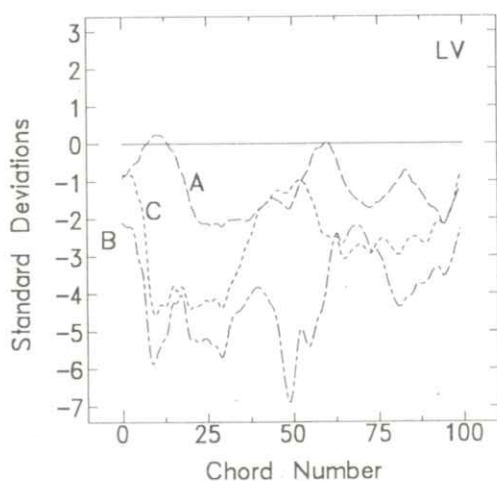


Fig. 6 End-diastolic and end-systolic right ventricular contours. (a) five normal cases and (b) three abnormal cases.



**Fig. 7** Normalized motion plot for left ventricles at various chord numbers. The measured motion of the 100 chords is normalized for the heart size by dividing by the length of the end-diastolic perimeter.



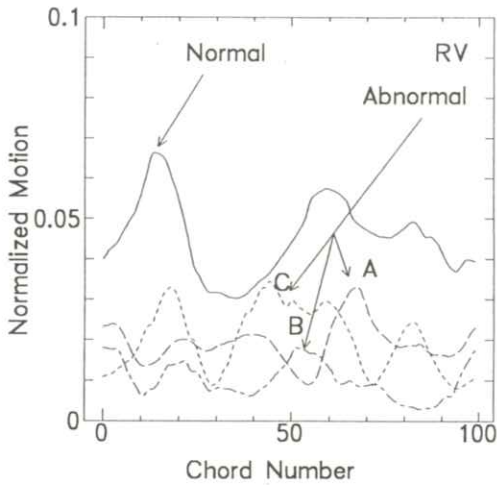
**Fig. 8** Evaluation curves for the left ventricles in our experiments. The normal group mean is represented by the horizontal zero line.

値曲線である。この曲線からもわかるように、健常者の心室運動距離変化率は、局所によって異なる。その他の曲線は、3名の異常者 A, B, C (Abnormal) のそれぞれ中央部分あたりの3枚のスライス画像から得たデータの平均値を示したものである。この3本の曲線は、それぞれ **Fig. 5 (b)** の A, B, C に対応している。明らかにこれらの曲線と写真はよく一致している。例えば健常者の心室壁運動変化に比べ、異常者 B の心室壁運動程度はかなり小さい (**Fig. 5**)。したがって、B の運動変化率曲線の値も比較的小さくなる。

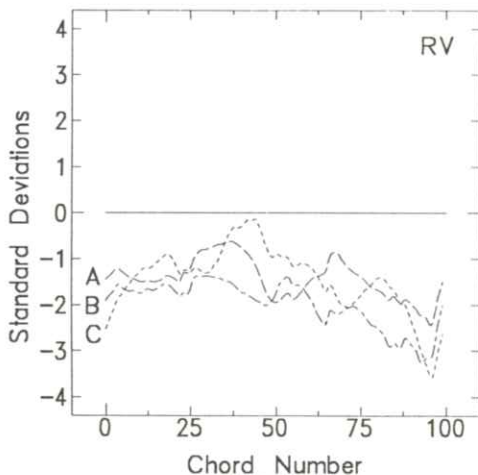
**Fig. 8** に評価曲線を示す。この曲線は式 (4) を用いて **Fig. 7** から得られたものである。図中の水平直線は、健常者の心室壁運動変化率を基準化したものである。A, B, C の曲線は **Fig. 7** のそれぞれに対応している。A の場合の chord number が 10 の付近と 55 の付近では、心室壁運動能力は健常者のと同レベルであるが、chord number 35 の付近では、健常者に比べ約  $2\sigma$  ( $\sigma$  は標準健常者の運動変化率の標準偏差である) 低く、運動機能不全であると考えられる。B の場合の心室壁運動変化率は、健常者のものに比べ全体的に小さく、特に chord number 50 付近では約  $7\sigma$  低く、心機能がかなり低下している。これは拡張型心筋症の典型例と思われる。また C の場合は、A と B の中間であり、chord number 50 付近以外では、心機能不全の様子がみられる。**Fig. 9** と **Fig. 10** に前述した被検者の右室の心壁運動距離変化率曲線と評価曲線を示す。この場合も健常者と比較して心機能の評価が可能である。

このように1断面においても、異常部位を同定することが可能となることは、心機能の評価するうえで大変有効な手段であると期待できる。

## 5. むすび



**Fig. 9** Normalized motion plot for right ventricles at various chord numbers. The measured motion of the 100 chords is normalized for the heart size by dividing by the length of the end-diastolic perimeter.



**Fig. 10** Evaluation curves for the right ventricles in our experiments. The normal group mean is represented by the horizontal zero line.

本論文では、心機能の異常部位を同定できる、局所的心室変化率計測の一方法を提案し、心機能の定量評価を行い、本手法の有効性を示唆した。この方法はパーソナルコンピュータレベルでも容易、かつ迅速に計測・評価できる特徴をもつ。また、本手法では、心室壁運動距離を正規化し、個人差による違いを取り除き、より正確な比較評価ができる。

今回提案した局所的な心機能計測および前回提案したグローバルな心機能計測の2つの方法を併用することにより、総合結果をディスプレイに複数画面同時表示し、医師が一瞬のうちに異常の有無や異常部位の診断が可能になる。

今後の課題としては、(1) 臨床例を増やし、判定基準曲線、すなわち“gold standard”の算出、(2) MO ディスク等を用いた画像データ入力の実施、(3) 拡張末期画像と収縮末期画像の重心位置のalignmentの必要性の検討、(4) 他の撮影装置、例えばCTや超音波による結果との比較、などが挙げられる。

## 謝 辞

本研究の一部は、(財) 遠藤斉治朗記念科学技術振興財団 (1994 年度) の研究助成によって行われた。

## 文 献

- 1) M. Tomita, H. Masuda, T. Sumi, et al :  
American Heart Journal **123** 1011-1021  
(1992)

- 2) 岡田 稔, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 他: 信学技報 MBE **89 (No.83)** 15-22 (1989)
- 3) T. C. Faber, E. M. Stokely, R. M. Peshock et al: IEEE Trans. Med. Imaging **10** 321-329 (1991)
- 4) C. Y. Han, K. N. Lin, W. G. Wee, et al: IEEE Trans. Med. Imaging **10** 602-610 (1991)
- 5) M. T. Figueiredo and J. M. N. Leitaó: IEEE Trans. Med. Imaging **11** 416-429 (1992)
- 6) L. L. Creswell, S. G. Wyers, J. S. Pirolo, et al: IEEE Trans. Med. Imaging **11** 581-589 (1992)
- 7) D. Y. Suh, R. L. Eisner, R. M. Mersereau, et al: IEEE Trans. Med. Imaging, **12** 65-72 (1993)
- 8) A. M. Taratorin and S. Sideman: IEEE Trans. Med. Imaging **12** 521-533 (1993)
- 9) A. E. Ouahab Boudraa, J. -J. Mallet, J.-E. Besson, et al: IEEE Trans. Med. Imaging **12** 451-465 (1993)
- 10) M. A. Guttman, J. L. Prince, and E. R. McVeigh: IEEE Trans. Med. Imaging **13** 74-88 (1994)
- 11) 山本秀樹, 清 哲朗, 中川富夫, 他: Med. Imag. Tech **12** 638-644 (1994)
- 12) 笹川耕一, 黒田伸一, 池端重樹: 信学論(D-II) **J73-D-II** 360-366 (1990)
- 13) 笹川耕一, 黒田伸一, 池端重樹, 他: 信学論(D-II) **J76-D-II** 2185-2195 (1993)
- 14) 蔡 篤儀, 渡辺英司, 小島克之, 他: 医用画像情報学会雑誌 **11** 101-107 (1994)
- 15) D. Y. Tsai, E. Watanabe, K. Fujisawa, et al: Proc. IMTC/94 IEEE Instrumentation and Measurement, 971-974 (1994)
- 16) F. H. Sheehan, E. L. Bolson, H. T. Dodge, et al: Circulation **74** 293-305 (1986)

### 3重リングフィルタ解析と領域成長法を組み合わせた 乳房X線写真における微小石灰化候補領域の抽出法

平子 賢一\*・藤田 広志\*・遠藤登喜子\*\*

堀田 勝平\*\*\*・木戸長一郎\*\*\*\*・石垣 武男\*\*

\* 岐阜大学工学部電子情報工学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

\*\* 名古屋大学医学部放射線医学教室 〒466 名古屋市昭和区鶴舞町65

\*\*\* 愛知県がんセンター病院放射線診断部 〒464 名古屋市千種区鹿子殿1-1

\*\*\*\* 県立愛知病院 〒444 岡崎市欠町字栗宿18

(1995年1月28日, 最終1995年3月1日受理)

### Extraction Method of Region of Microcalcification Candidate on Mammograms by Use of Triple-ring Filter Analysis and Region-growing Technique

Kenichi Hirako\*, Hiroshi Fujita\*, Tokiko Endo\*\*,  
Katsuhei Horita\*\*\*, Choichiro Kido\*\*\*\*, and Takeo Ishigaki\*\*

\*Department of Electronics and Computer Engineering, Faculty of Engineering,  
Gifu University, Gifu-shi 501-11, Japan

\*\*Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine, Nagoya-shi 466, Japan

\*\*\*Department of Diagnostic Radiology, Aichi Cancer Center Hospital, Nagoya-shi 464, Japan

\*\*\*\*Aichi Prefectural Hospital, Okazaki-shi 444, Japan

(Received January 28, 1995, in final form, March 1, 1995)

We have improved our automated detection algorithm for clustered microcalcifications on digital mammograms by adding two techniques. In our schemes, vectors of density gradient are firstly calculated within the area of breast which is segmented automatically. Second, the "triple-ring filter" extracts the specific features for the pattern of microcalcification from the vectors. Third, the shape analysis is performed. As one of new parts, a region growing technique, in which the information of vector intensity is employed to calculate the variable thresholding values, is used to determine

the correct region of the microcalcification. The contrast analysis part is also added in order to reduce the false-positive candidates. The sensitivity of our revised algorithm is 87.3% with 0.55 false detection of cluster per image in our database of 163 mammograms.

## 1. はじめに

近年、生活様式が欧米化するにつれて、わが国においても乳癌の発生頻度の増加傾向が認められ、21世紀には女性の癌死因のトップになるであろうと推測されている。乳癌の発見を触診に頼っていた従来では、しこりが出現した状態で発見されるため、早期発見が難しいとされていた。しかし最近では、X線写真の画質が向上し、 $\mu$ 単位の大きさの微小石灰化の抽出が可能となったため、乳房X線写真（マンモグラム）による検査法が主な診断法として定着してきている。乳癌の所見は、腫瘍と微小石灰化の二つに分けることができる。なかでも微小石灰化によって診断される乳癌には、早期乳癌ともいえる非浸潤性のものが多く含まれるため、微小石灰化像の検出は早期発見のために極めて重要である。その石灰化像は、数、形、大きさ、分布状態などによって総合的に癌の有無が判定される。特に、無数の微細な石灰化像が狭い領域に密集して存在する（クラスター化）所見は、癌組織が同部位に存在することがほぼ間違いのないと言われている。しかし、微小石灰化像には、人間の目で確認が困難であるほど微細で低コントラストなものが存在するため、今後の集団検診および精密検査の件数の大幅な増加と相乗して、診断医の負担の増加が予想されている。そこで、診断医の補助を目的とするコンピュータ診断支援システム（CAD）の開発が要望されている。これまでのマンモグラムCADの研究状況の詳細は、例えば

文献1に詳述されている。

われわれも、これまでに微小石灰化検出に関連したいくつかの報告を行っている。初期の研究では、乳房の厚みや組織の変化によって生じる背景トレンド成分を乳房領域全体で除去する処理を行っていたが<sup>2)</sup>、広範囲に低濃度陰影が存在する症例では、その処理の際に無視できない誤差を生じるケースがしばしば認められ、検出率低下の大きな原因となっていた。また、リアルタイム処理が要求されるCADとして実用化するには、大幅な処理時間の短縮が必要であった。そこで最近の研究では、問題のあった背景トレンド除去処理を行わずに石灰化候補の検出を行う手法として、3重リングフィルタ解析を提案した<sup>3, 4)</sup>。3重リングフィルタは、濃度勾配の2次元ベクトル画像中から、石灰化と類似したベクトルパターンを探し出すために、石灰化候補の第1次検出に使用し、石灰化像の重心の画素を探し出すことが役割である。このフィルタを使用したシステムを用いて、臨床データ102例の症例に対して行った実験による診断性能は、真陽性率が90.3%であり、このとき画像1枚当たりの偽陽性数は0.83個であった<sup>4)</sup>。この実験により、3重リングフィルタによる検出は、従来法で問題となっていた背景トレンドによる悪影響を受けにくいことが確認された。しかし、1枚当たりの偽陽性数がまだ多いなどの問題点が認められた。これは、3重リングフィルタ解析の直後に行われる石灰化領域の抽出処理が不十分であったために、詳細な形状解析を実行すること

ができなかったからであり、改善が必要であった。

そこで本研究では、石灰化領域を正確に抽出するための手法として、濃度勾配のベクトル強度を判定条件に用いた領域成長(region growing)法の導入を試みた。加えて、偽陽性候補の削除のための処理として、新しくコントラスト解析を付加した。次章では、新しく提案する手法の説明への導入として、まず微小石灰化クラスタ検出システム全体の流れを説明し、個々の処理の役割を明確にする。3章では3重リングフィルタ解析との組み合わせとして、新たに導入した領域成長法による石灰化候補領域の抽出法について説明する。4章ではコントラスト解析について説明する。5章では今回のシステムの性能評価と考察を述べ、6章で結論を述べる。

## 2. 微小石灰化クラスタ検出システム

濃度勾配解析の手法を用いて開発した微小石灰化クラスタ検出システムは、10の処理で構成されている。すなわち、(1) 画像のデジタル化、(2) 乳房領域抽出、(3) 信号強調処理、(4) 低濃度と高濃度領域の抽出、(5) 濃度勾配の算出、(6) 3重リングフィルタ解析、(7) 石灰化候補領域の抽出、(8) 形状解析、(9) コントラスト解析、および、(10) クラスタ領域抽出と表示である。以下に処理順に簡単に説明するが、(1)～(3)、(10)の処理は文献2に、(4)～(6)、(8)の処理は文献3、4に詳細が記述されている。新たに提案する(7)と(9)の手法に関しては、それぞれ3章と4章で詳しく説明する。

### (1) 前処理

コンピュータを使って自動検出を行う第1段階として、25.4cm×20.3cmの大きさの乳房X線フィ

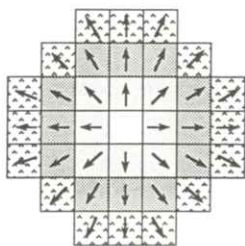
ルムに対して0.1mmのサンプリング間隔、10bitの濃度分解能でデジタル化を行う。次に、乳房領域と画像解析上必要のない領域との境界を自動的に検出し、乳房領域だけを取り出す<sup>2)</sup>。これ以後の処理は、この乳房領域内だけに限定する。次に、検出対象となっている石灰化像の信号を強調するため、高周波成分の強調を非鮮鋭マスクフィルタを用いて行う。濃度勾配の計算、形状解析はこの処理画像に対して行う。また、検出結果を画像上で観察する際にも、本処理画像を用いる。

### (2) 低濃度と高濃度領域の抽出

厚い乳腺組織や腫瘍などの低濃度陰影と同部位に存在する石灰化像は、コントラストが極めて小さくなるため、その確認は非常に困難である。そこで本システムでは、第1次検出時の3重リングフィルタ解析においてのみ、低濃度領域内部と外部において、異なった閾値を用いて検出を行う。また、石灰化は皮膚直下の脂肪組織には存在しないので、この高濃度領域を解析の対象外とした領域を抽出する。低濃度領域は、原画像(乳房領域内)の濃度値ヒストグラムで画素値の低い方から8%、高濃度領域は高い方から40%にあたる濃度値を閾値と定めた。

### (3) 濃度勾配と3重リングフィルタ

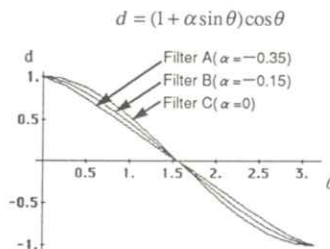
微小石灰化像の濃度勾配は、中心に向かってほぼ一定に落ち込む「円錐形」構造であると近似できる。そこで、デジタル画像の濃度分布から、方向と強度の要素を合わせもつ濃度勾配のベクトル分布画像を算出し、石灰化の基本構造となるFig. 1のような円錐形のベクトルパターンを有する領域を自動抽出する3重リングフィルタを使用する。このフィルタは、それぞれの直径が、3画素、5画素、7画素である3枚のリング状のサブフィルタで構成



**Fig. 1** A triple-ring filter shown with basic vector patterns for microcalcification detection

されている。これらの3枚のフィルタを候補画素上に重畳、走査させる。そして、各画素ごとに基本ベクトルパターンとフィルタ内のベクトルパターンの類似性を調べ、サブフィルタごとに「方向特徴量」と「強度特徴量」を計算する。

方向特徴量は、候補画素における3重リングフィルタ上のベクトル方向成分が、基本ベクトルパターンと類似しているときほど大きな値となるが、「形状および辺縁の不整」という特徴をもつ悪性石灰化像も検出できるように考慮してある。すなわち、この状態にある石灰化像の中心に3重リングフィルタを重畳させたときのベクトルパターンは、中心に最も近いフィルタでは基本ベクトルパターンとよく類似しているが、中心から離れたフィルタになるにしたがって、基本ベクトルパターンとの相違が大きくなっていく。そこで、**Fig. 2**に示すような関数 $d$ を導入し、サブフィルタごとに係数 $\alpha$ を異なる値に設定することによって、方向特徴量に重み付けの相違をもたせた。ここで、Filter Aは $\alpha = -0.35$ 、Filter Bは $\alpha = -0.15$ 、Filter Cは $\alpha = 0$ と実験的に設定した。すなわち、外側のサブフィルタは内側のそれよりも、方向に対する許容性が大きくなっている。このとき、 $n$ 個の画素からなるサブフィルタ



**Fig. 2** Functions used for the calculations of direction feature value in each subfilter of the triple-ring filter

の方向特徴量 $D$ は式(1)で表される。

$$D = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n (1 + \alpha \sin \theta_k) \cos \theta_k \quad (1)$$

石灰化領域におけるベクトル強度は、石灰化像の大きさの相違による差異が少ないことに加えて、リング状のエッジ構造(**Fig. 4 (c)**参照)を表わすために、これを特徴量として利用できる。しかし、この強度は血管や乳管などの線陰影付近の領域でも大きな値になるため、これを考慮しなければならない。そこで強度特徴量の計算は、方向性も考慮し、そのベクトルが中心に向かって落ち込むときに強度特徴量を高く評価し、血管影のようなパターンのときはその評価が低くなるように考慮する。サブフィルタごとに求められる強度特徴量 $I$ を、サブフィルタ上の各画素のベクトル強度 $|\vec{V}_k|$ と、その画素における方向特徴量 $d$ を乗じたものの平均、すなわち次の式(2)で計算する。

$$I = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n |\vec{V}_k| (1 + \alpha \sin \theta_k) \cos \theta_k \quad (2)$$

#### (4) 石灰化候補領域の抽出

3重リングフィルタは、基本ベクトルパターンと類似した領域の最深部の画素を探索することが役割である。しかし、この探索の直後では非常に多く

の偽陽性候補が存在する。したがって、それらを削除する処理を行うが、その準備として候補領域を正確に抽出する処理を行う。今回のシステムでは、従来までの単純な2値化による領域抽出法に代わって、領域成長法による新しい石灰化候補領域の抽出法を提案する。この説明は3章で述べる。

#### (5) 形状解析

形状解析は、3重リングフィルタ解析と領域成長法により抽出された候補領域に対して行う。これは、偽陽性候補を削除するための処理の第1段階であり、(4)の処理で正確に抽出された石灰化候補領域に対して行われる。その際に使用する特徴量は、円形度と面積の二つであり、これらを総合的に判断して真偽の判定を行う。ここで円形度の閾値は、主に血管や乳腺組織の一部などの線成分組織陰影上の偽陽性候補を削除できるように、実験的に設定した。また面積の閾値は、微小石灰化に該当しない粗大石灰化像や、乳腺などの疑似組織を削除できるように設定した。

#### (6) コントラスト解析

偽陽性候補の削除を行うには、上述のように候補の2次元的な形状を解析することの他に、そのコントラストを判定条件に利用することが考えられる。今回は、石灰化像と非石灰化像のコントラストの相違に注目し、そのような観点に基づく処理の有効性を検証した。詳細は4章で述べる。

#### (7) クラスタ領域の抽出

これまでの一連の検出処理、および偽陽性候補の削除の処理を終えた時点で残された候補を、微小石灰化像であると断定し、最終処理としてこれらの石灰化像がクラスタ化している領域を自動的に検出する。微小石灰化クラスタとして、本実験では、専

門医の判断により  $50\text{mm}^2$  の領域に3個以上の微小石灰化候補が存在するときクラスタ領域として抽出し、その領域を画像上に表示する。

### 3. 領域成長法による石灰化候補領域の抽出

#### 3.1 適応的な閾値決定の必要性

個々の石灰化候補に対して、その形状やコントラストから詳細な解析を行うためには、まず候補陰影の領域を正確に抽出する必要がある。従来法では、石灰化候補領域の重心の画素値から、固定値である閾値 $\beta$ を用いた単純な2値化処理を行い、それを候補領域とした。しかし、微小石灰化クラスタが存在する画像（信号強調処理済み）から47の石灰化像を切り出し、調査した結果、石灰化像のコントラストが、存在する領域周辺の画素値に大きく左右されることがわかった。その結果をFig. 3に示す。これは、石灰化が存在する領域が低濃度であるほど、コントラストが小さくなることを表わしている。この

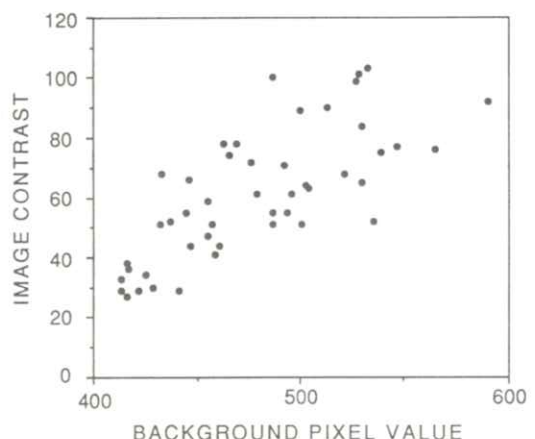
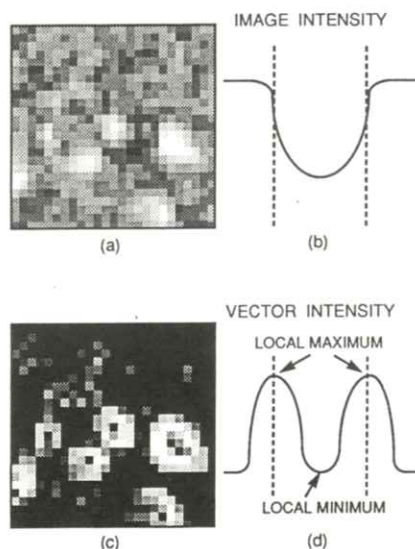


Fig. 3 The relationship between image contrast and background pixel value of "true" microcalcifications

ように、従来の固定の閾値では、複雑な形状をもつ微細な石灰化像に対して、正確にその領域を抽出することが困難であることがわかる。そこで、本手法では従来法に代わって、自動的に2値化する際の閾値を決定する方法を考案した。この方法とは、すでに算出されている濃度勾配のベクトル強度の情報を判定条件に用いた領域成長法に基づく抽出法である。

### 3. 2 ベクトル強度情報を判定条件に用いた領域成長法

領域成長法とは、対象となる領域内部から連結条件を満たす領域を取り込みながら拡張を行い、領域全体を抽出する方法である。ここで、連結条件を微小石灰化クラスタが存在する画像を例にとって説明する。**Fig. 4 (a)**の画像は微小石灰化クラスタが存在する領域の切り出し画像であり、**(b)**はその画像の中心部に存在する微小石灰化像の断面の画素値分布である。**(c)**は**(a)**のベクトル強度を表す画像であり、**(d)**は**(b)**に対応する微小石灰化像のベクトル強度分布を表している。微小石灰化像が存在する部分のベクトル強度は、**(c)**のようにリング状のエッジ構造がみられる。このエッジの部分、**(d)**でいえばベクトル強度が極大になる部分であり、微小石灰化像の最深部はベクトル強度が極小となる部分である。よって、おおまかな石灰化候補領域の抽出は、3重リングフィルタ解析で検出された最深部の画素から、極大値をもつ画素を探し出すまで領域を連結していけばよい。そして、連結領域の輪郭部にあたる画素の画素値の平均 $\gamma$ を求める。この $\gamma$ を2値化する際の閾値に決定した。この閾値決定法は、従来のような濃度情報を利用するものではな



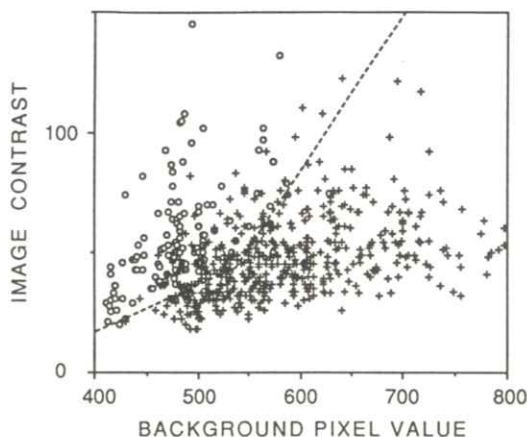
**Fig. 4** (a) An image around clustered microcalcifications  
 (b) Cross-sectional pixel-value distribution of a microcalcification which exists at the center of the image (a)  
 (c) An image representing the intensity of gradient vector of the image (a)  
 (d) Cross-sectional distribution of gradient-vector intensity of the microcalcification

く、石灰化辺縁で微分値が大きくなる石灰化の特徴に注目したものであり、コントラストの大小に関係なく、正確に切り出し位置を決定することができる。

### 4. コントラスト解析

乳房領域には、視覚的に真偽の判断が困難である非石灰化像が多数存在する。これらのほとんどは、2次元的な形状が石灰化像と非常に似ているために、形状解析による削除は不可能である。そこで、これらの偽陽性候補を削除する手段として、その候

補のコントラストに注目することが考えられる。しかし、3.1で述べたように、石灰化像のコントラストは存在位置周辺の状況によって大きく変化するために、その閾値が一定値であっては都合が悪い。また他の疑似陰影も、同じように存在位置によってコントラストの相違が現れるため、それらを考慮する必要がある。そこで、微小石灰化像と疑似陰影のコントラストに統計的な相違があるかどうかを調べるために、臨床データ5症例から微小石灰化像を合計120個と、疑似陰影を500個切り出し、検討を行った。その結果をFig. 5に示す。解析に使用した画像は、信号強調処理後のものである。横軸は、その候補が存在する領域周辺の画素値平均を表し、縦軸は候補のコントラストを表している。○は微小石灰化像、+は疑似陰影を表す。これらの分布状態からわかるように、微小石灰化像は図中の点線より上部に約95%が存在しており、逆に疑似陰影は点線より下部に約90%が存在している。このように、両者にはコントラストの統計的な相違がはっきりと



**Fig. 5** The relationship between image contrast and background pixel value of "true"(○) and false(+) microcalcifications

表われた。これは、疑似陰影として誤検出された候補のほとんどが、血管や乳腺組織の一部であり、これらは石灰化と比較してX線吸収値が低いことから、コントラストが小さくなると思われる。今回のシステムでは、実験的に求めたこの点線をコントラストの閾値として設定した。

## 5. 実験結果と考察

実験の第一段階として、学習用データ30例を使用して、処理過程に存在する閾値のチューニングを行った。次に、その閾値を用いて認識用データ163例について微小石灰化クラスター領域の検出実験を行った。その内訳は、クラスターの存在する症例が52例と、正常例が111例である。その結果、画像1枚当たりの偽陽性(FP)数が0.55個のとき、真陽性(TP)率が87.3%という結果であった。同一データに対して、領域成長法による石灰化候補の抽出や、コントラスト解析を行わない従来法の解析結果は、1枚当たりのFP数が0.88個のとき、TP率が90.2%であった。従来法の結果と比べると、真陽性率がやや低下している一方で、1枚当たりの偽陽性数を大幅に削減することができた。

しかしながら、この単一の成績だけで、単純にシステム性能の評価をすることはできない。そこで、認識用データ163例の中から30例を無作為に選び、ROC解析に基づくシステムの性能評価を行った。FROC曲線の結果をFig. 6に示す。○が今回で、△が従来法のアルゴリズムによる成績を表している。このROC解析の結果により、今回のシステムが従来法より性能が向上していることが確認できる。特に、使用した症例の中で、非常に微細で低コントラ

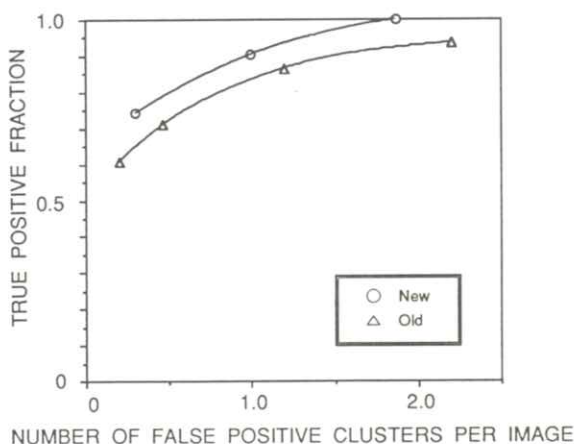


Fig. 6 FROC curves for the old and new schemes

ストな石灰化像のクラスタが存在する3症例に対しては、従来法では、閾値を非常に低く設定した状態でも検出が困難であったのに対して、今回のシステムでは、石灰化像の大きさやコントラストに関わらず検出できていた。領域成長法を用いた石灰化候補領域の抽出法により、微細で低コントラストな石灰化像に対しても正確な領域抽出が可能になり、より詳細な形状解析、およびコントラスト解析が可能になったことが、偽陽性候補の削除に大きな効果を発揮したといえる。

コントラスト解析の閾値は、デジタル画像の画素値の分布状況に依存するものである。今回使用した全ての症例は、同一の施設において同一の撮影系、増感紙—フィルム系、およびデジタイザを使用してデジタル化されたものであり、他の条件で撮影された症例に対しては、Fig. 5の補正が必要になってくることが考えられる。したがって、今後はそのような画像に対して、どのようにコントラストの閾値を適応的に設定するかを考慮する必要があると予想される。また、本システムは血管などの

線成分の組織が交差している箇所をまだ多く誤検出するという欠点があった。これに関しては、このパターンのみを専門に削除できる処理を付加することを検討している。

## 6. 結 論

濃度勾配の2次元ベクトル分布に3重リングフィルタを使用する微小石灰化の検出法に対して、二つの点について処理の追加を行った。まず、3重リングフィルタ解析後に行う石灰化候補の領域抽出の際に、ベクトル強度情報を利用した領域成長法の手法を用いて、領域を2値化する際の閾値を適応的に決定する処理を付け加えた。その結果、従来法では困難であった極めて淡く微細な石灰化像の領域抽出が可能になり、候補に対してより詳細な形状解析を行うことが可能となった。また、コントラスト解析の追加によって、偽陽性候補を効率よく削除することが可能となった。これは、特にこれまで多く誤検出した血管陰影や、乳腺の退縮によって現れる“しわ”などの陰影が多く存在する症例に対して効果的に機能した。これら二つの追加された処理によって、限定した症例によるROC解析より、同一FP数(0.55)に対して約7%のTP率の増加が、また、同一TP率(87.3%)に対して1枚当たり約0.5個のFP数の減少がみられた。

今後は、今回の実験で欠点が指摘された、線成分組織の交差陰影に対する誤検出率を下げるのが課題であり、これに関しては、現在使用している固定式の3重リングフィルタを、候補の形状に合わせて適応的に可変させて解析を行うことを検討している。また、石灰化像による乳癌の良悪性の鑑別所

見には、石灰化像の集族性の他にも、「大小の不同」や「線状配列」などの所見が重要であることが知られており、将来的にはそれらを判断するアルゴリズムの開発を行う予定である。

## 文 献

- 1) M. L. Giger: "Computer-aided Diagnosis",  
in SYLLABUS, A Categorical Course in  
Physics: Technical Aspects of Breast  
Imaging, eds. by A. G. Haus and M. J.  
Yaffe, pp.283-298, 2nd edition, RSNA Pub.,  
IL, USA (1993)
- 2) 桐戸 徹, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情  
誌 11 7 (1994)
- 3) 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情  
誌 11 96 (1994)
- 4) 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 信学論  
(投稿中)

## コーンビーム型三次元CT装置の再構成画像への散乱線の影響

中森 伸行\*・須藤 透\*・金森 仁志\*

遠藤 真広\*\*・日下部 正宏\*\*\*

\*京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎

\*\*放射線医学総合研究所 〒260 千葉市稲毛区穴川

\*\*\*ソニー(株)中央研究所 〒141 東京都品川区北品川

(1995年1月28日、最終1995年4月15日受理)

### Effects of scattered x-rays on cone-beam 3-D CT images

Nobuyuki NAKAMORI\*, Tooru SUDOU\*, Hitoshi KANAMORI\*,

Masahiro ENDO\*\*, and Masahiro KUSAKABE\*\*\*

\*Department of Electronics & Information Science, Kyoto Institute of Technology  
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606, Japan

\*\*National Institute of Radiological Sciences,  
Anagawa, Inage, Chiba 260, Japan

\*\*\*Sony Corp., Research Center,  
Kitashinagawa, Shinagawa, Tokyo 141, Japan

(Received January 28, 1995 in, final form April 15, 1995)

Scatter to primary radiation ratios at detector position were calculated for cylindrical water phantoms in cone-beam 3D-CT scanner using the Monte Carlo simulation method. A quantity of scatter reached on detector was large and was nearly twice as much as that of primary at the center of cylindrical water phantom with radius of 10 cm. A large quantity of scatter in projection data caused a decrease in CT numbers of reconstructed images and cupping effects were observed. When the x-ray photons exposed uniformly on phantom with bow-tie filter, the scattered radiation was decreased to half and the cupping effects were not observed. While CT numbers in the whole region of images were reduced and rounded-off images were reconstructed.

### 1. はじめに

Hounsfield 等<sup>1)</sup>がX線CT断層装置(CT装置)を開発して以来、CT装置は医療診断に欠かせない方法となっている。現在では、多数枚の断層像を再構成して三次元像を作ることが可能となり、MR像と同様に人体像をあらゆる角度から観測できる

ようになった。現在一般的に使用されている三次元像再構成の手法はヘリカルスキャン方式と呼ばれるもので、二次元CT装置のX線管球と検出器を螺旋状に回転し、多数枚の断層像を作り、それを計算機処理して三次元像を作る。この方法では必要な断層像の枚数に応じてX線管球等を被写体

を中心に多数回回転するため、投影データを得るのに長時間を要する。これは患者に多大な不安を感じさせるとともに、撮影中に人体が動き像に悪影響を及ぼす危険がある。また、断層像の間隔は1 cm 程度であり、スライス方向の解像度を上げることが難しい等の問題点がある。

短時間に投影データを作ることが出来、さらにスライス方向の解像度を上げる手法としてコーンビーム型CT装置が考えられている。この方法では、X線を平面で照射するため一回の照射で二次元投影データを得ることができる。X線管球を一回転し必要な角度毎に投影データを採取すれば、それらの投影データから三次元立体像を再構成することができる。したがって、短時間にデータを採取できること、また、検出器を多数並べるとスライス方向の分解能をあげることができるなどの利点がある。その半面コーンビーム型CT装置では、被写体を通過したX線強度を二次元検出器を用いて計測するため、被写体で散乱したX線光子が多数検出器に入ることが予想される。一般のX線直接撮影ではグリッドなどの散乱線除去を行わないと散乱線の含有率は50%を大きく上回り、コーンビーム型CT装置でも同程度の散乱線が含まれると推定できる。二次元CT装置では、X線をファンビームで照射し一次元検出器で測定するため散乱線の含有率は高々数%<sup>2)</sup>であることを考慮すると、コーンビーム型CT装置での散乱線含有率が大きいことは被写体透過X線量を過大に評価し、結果として、被写体のCT値を下げ、再構成画像に悪影響を及ぼすと危惧される。

我々は、円柱水ファントムを被写体としてコーンビーム型X線CT装置で得た投影データに散乱

線がどの程度含まれるかをモンテカルロ法を用いて定量的に計算した。また、シミュレーションで求めた投影データを用いて三次元立体像を再構成し、散乱線が再構成画像にどのような影響を及ぼしているかを検討した。

## 2. 方 法

### 2.1 モンテカルロ法による散乱線の計算

我々は、現在試作中のコーンビーム型三次元CT装置を対象に被写体で発生した散乱線が再構成画像に及ぼす影響を検討した。Fig. 1に今回のシミュレーションに用いたコーンビーム型CT装置の幾何学配置を示す。今回の計算では、X線管球の焦点から検出器迄の距離(FDD)およびX線管球の焦点から被写体中心までの距離(FOD)をそれぞれ、110 cm、および77.7 cmとした。被写体として、計算時間の節約のため対称性を利用して一枚の投影データから三次元画像の再構成が可能な円柱の

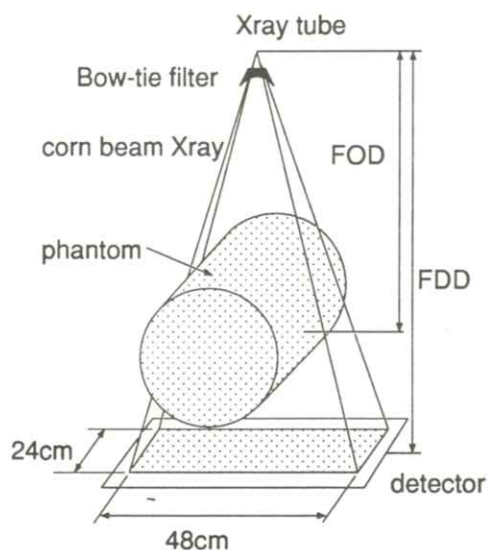


Fig. 1 Geometry of cone-beam CT scanner for the simulation.

Table 1 X-ray tube Specifications used in this simulation.

|                 |                              |
|-----------------|------------------------------|
| X-ray tube      | : Varian G1592(B180 Housing) |
| target          | : tungsten                   |
| target angle    | : 12°                        |
| Inherent filter | : 1.2 mm Al eq.              |

水ファントムを用いた。二次元検出器は、サイズ  $0.258 \times 0.308 \text{ cm}^2$  の素子  $192 \times 120$  個から構成されている。X線の照射面積は、検出器面上で  $48 \text{ cm} \times 24 \text{ cm}$  であり、検出器の素子  $180 \times 78$  個に相当する。使用したX線管球はVarian社のG1592(B180 Housing)である。この管球の特性をTable 1に示す。試作機では、X線照射領域でのヒール効果を避けて一様なX線照射強度とするため、X線管球をX線照射の中心軸に対して7°傾けて設置している。このX線管球で発生する連続X線スペクトルを、使用した管電圧に応じて中森等の方法<sup>3,4)</sup>で計算した。ただし、上の照射条件では照射位置でのスペクトルの変化は僅かであることを確認したので、各管電圧に対する連続X線スペクトルを乱

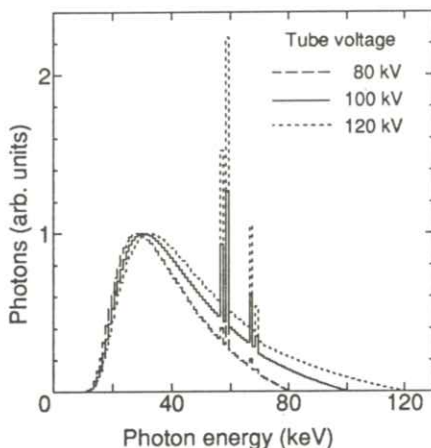


Fig. 2 Incident x-ray spectra with the x-ray tube voltages of 80, 100 and 120 kV.

数でサンプリングし、被写体の各位置に一様に照射するものとした。管電圧 80、100、および、120 kV に対して計算に使用した連続X線スペクトルをFig. 2に示す。

X線光子が水ファントム内で起こす相互作用過程をモンテカルロ法で計算した。<sup>5-7)</sup>考慮した相互作用の過程は、光電効果、コヒーレント散乱、および、インコヒーレント散乱である。計算では、二次元検出器の各素子毎に到達した直接X線光子および散乱X線光子の全X線エネルギーを積算した。また、直接線と散乱線の全エネルギーを加算して、投影データとした。

なお、シミュレーションで追跡したX線光子数は  $10^8$  個であり、一枚の投影データを作成するのに要した時間はソニー（株）製のワークステーション NWS5000 で約 20 時間である。

## 2.2 画像の再構成

1983年、Smith<sup>8)</sup>や Tuy<sup>9)</sup>がX線をコーンビーム状に照射して得られた投影データから三次元像を再構成する方法を発表した。しかし、これらの方法は数学的な取扱いや幾何学的な問題点のため実際に使用されることはなかった。その後多くの研究者<sup>10-14)</sup>が、上の手法を改良したりまた新しい方法を提案してきた。Webb等<sup>10)</sup>等は、コーンビームの投影データから、コンボリューションと逆投影の手法で三次元像を再構成する方法を提案した。我々は、彼らの方法を参考に三次元再構成アルゴリズムを開発した。Webb等の表記法を用いると、重み付したコンボリューションデータは、

$$P'(x_d, y_d, \Phi_k) = \sum_{n'_y = -N_y}^{N_y} P(x_d, y'_d, \Phi_k) B(x_d, y'_d) \times g((n_y - n'_y)a_p) \cdot a_p \quad (1)$$

と書くことが出来る。ここで、 $P(x_d, y_d, \Phi_k)$  は検出位置  $(x_d, y_d)$  検出器の方位角  $\Phi_k$  に対する投影データ、 $B(x_d, y_d)$  は重み関数、 $a_p$  は検出器の大きさである。また、 $g(na_p)$  は補正関数で、今回のアルゴリズムでは Shepp-Logan の補正関数<sup>15)</sup>

$$g(na_p) = \frac{2}{\pi^2 a_p^2 (1 - 4n^2)} \quad (2)$$

を用いた。CT 像の再構成には X 線管を回転して撮影した各方向からの多数枚の投影データが必要である。本研究では、計算時間を節約するため円柱ファントムの対象性を利用して 1 枚の投影データを角度  $1^\circ$  毎 360 枚の投影データとして使用し、三次元再構成像を計算した。再構成像の大きさは、 $128 \times 128 \times 64$  である。

### 3. 結果と考察

#### 3.1 円柱水ファントムでの散乱線と再構成画像

半径 10 cm の均質な円柱水ファントムに対して、光子エネルギー 70 keV の単色 X 線および管電圧 100 kV の連続 X 線を一樣に照射したとき、検出器面での直接線および散乱線の強度分布 Fig. 3 に示す。Fig. 1 から、70 keV の単色線および管電圧 100 kV の連続線はともにほぼ同じ結果を示している。すなわち、直接線が被写体内を通過する距離に応じて減少しているのに対し、散乱線は被写体のある場所全体にほぼ一様に分布している。また、被写体中心部で、散乱線強度は大きく直接線強度の約 2 倍になっていることが判る。線状の検出器を使用する二次元 CT 装置では散乱線含有率が数%であることを考えると、コーンビーム型三次元 CT 装置での散乱線の量が多いことを定量的に確認した。Fig. 4 にシミュレーションで計算した

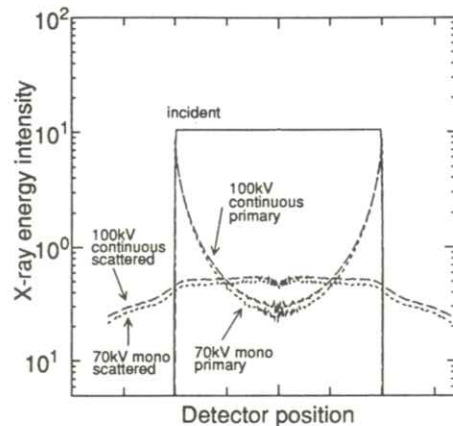
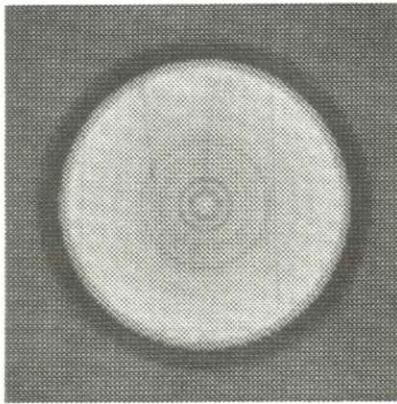


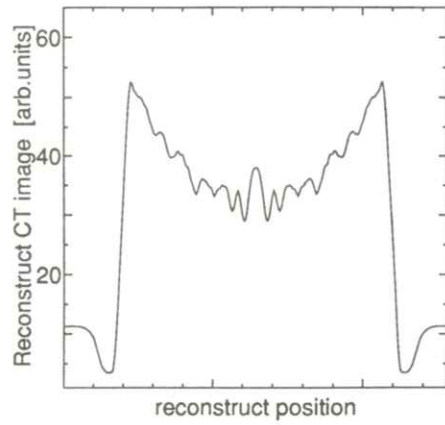
Fig. 3 Scatter and primary intensity distribution on a detector.

投影データから画像を再構成した結果を示す。Fig. 4(a) は三次元再構成の断面像であり、Fig. 4(b) は断面像の中心を通る線上の値であり、CT 値と相関のある値である。再構成像にリング状のアーティファクトが見られるのは、シミュレーションで投影データを作るとき、X 線個数が少なく各検出器間にデータのばらつきがあること、角度を変えた多数の投影データを用いる代わりに、一枚の投影データを 360 枚の投影データとして用いたためデータのばらつきが同心円状に強調されたためと考えられる。

再構成の結果から、被写体中心部で CT 値が大きく低下するカップリング効果が表れていることが判る。半径 10 cm の水ファントムでは中心部での落ち込みは 40% にもなり、中心部に微細な構造があればその構造を判別できない恐れがある。Fig. 5 は、上のシミュレーションと同じ条件の実験で投影データを作成し三次元像を再構成した結果である。実験の結果もシミュレーションの結果と同様、中心部の CT 値が大きく低下するカップリング効果

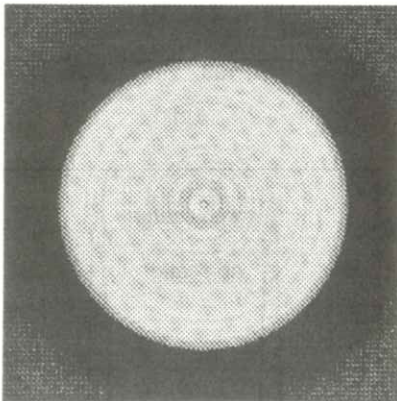


(a)

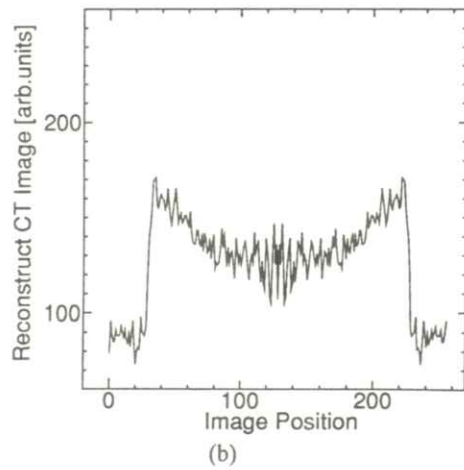


(b)

Fig. 4 (a) Central section of reconstructed image from simulation data. (b) Profile along center line of cross section of (a).



(a)



(b)

Fig. 5 (a) Central section of reconstructed image from experimental data. (b) Profile along center line of cross section (a).

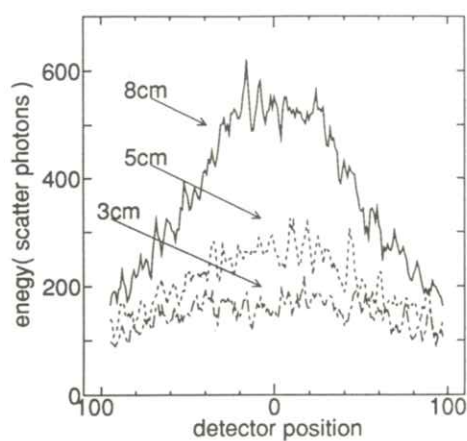


Fig. 6 Scatter energy distribution on detector.

が顕著に表れることを示し、シミュレーションの妥当性を示している。

### 3.3 中空円柱被写体に関する検討

被写体として人体胸部を想定し、中空円柱の水ファントムを対象にシミュレーションを行った。中空円柱水ファントムの外側の半径は 10 cm で、中空部の内側の半径を 3、5、および、8 cm と変えて計算した。

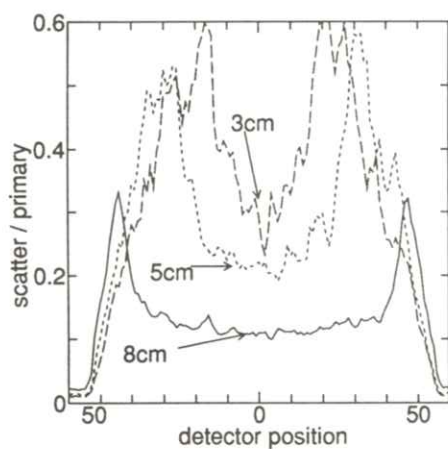


Fig. 7 Scatter fraction distribution on detector.

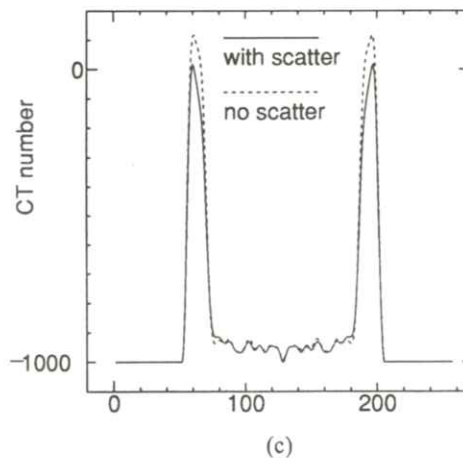
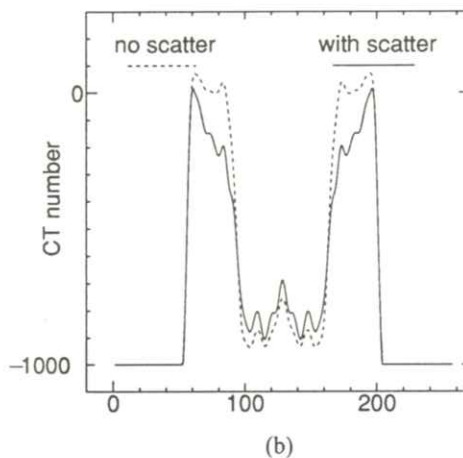
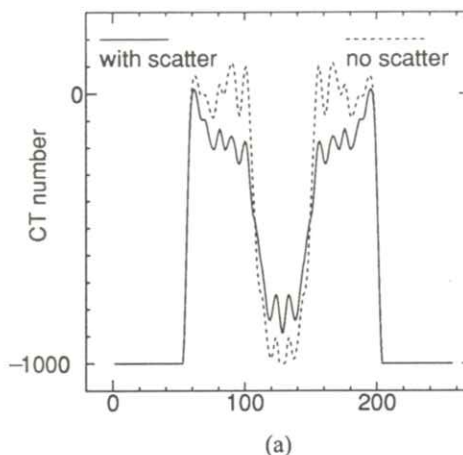


Fig. 8 Profiles of reconstructed images for cylindrical water phantom with inner radius : (a)  $r = 3$  cm , (b)  $r = 5$  cm , and (c)  $r = 8$  cm.

Fig. 6 は、三種類の中空ファントムに対し管電圧 80 kV の連続 X 線で計算した検出面での散乱線の強度分布である。中空の径が大きい、すなわち、空気層の割合が大きいほど散乱線の量は大きい。しかし、Fig. 7 に示すように、直接線に対する散乱線の割合は、中空の径が大きい程大きい。入射した X 線は水ファントムと相互作用し散乱線を発生するが、再び水ファントム内で吸収される。中空の径が大きいと水での吸収に比べ空気での吸収が少ないため検出器に到達する散乱線が多くなる。しかし、中空円柱ファントムを通過する直接線の割合は中空の半径が大きいほど大きいため、散乱線の含有率は中空の径が大きいほど小さくなる。

上の中空円柱ファントムに対するシミュレーションの結果を投影データとして三次元像を再構成した。その半径方向の断層面に対する中心を通る線上での CT 値プロファイルを Fig. 8 に示す。なお、Fig. 8 では、散乱線を含む投影データから再構成した水の値を 0、被写体外の値を -1000 として示した。

均質な円柱ファントムでカップング効果が表れたように、中空円柱ファントムでも円筒の内側ほど CT 値が下がりカップング効果が出ている。また、中空部分の CT 値は上がり、中空の径が小さいほどその上がり方が大きい。

### 3.4 照射 X 線強度分布と散乱線の関係

Fig. 1 の配置図に示したように、X 線管と被写体の間にフィルタを挿入して、被写体に照射する X 線強度分布を変えたとき、散乱線の強度分布および再構成像がどう変わるかを検討した。

今回検討したフィルタは、検出器に到達する直

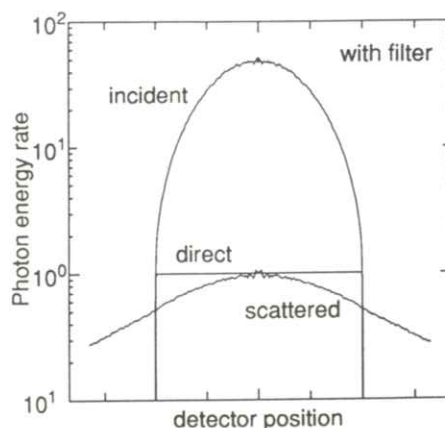


Fig. 9 Incident, primary, and scatter x-ray intensity distribution for bow-tie filter usage.

接線強度分布が検出素子の位置に関係なく一定になるように、照射 X 線強度分布を制御できる理想的な Bow-tie フィルタを仮定した。実際のシミュレーションでは各位置の検出素子に到達する直接 X 線強度を計数し、最も積算到達エネルギー強度の小さい検出素子に向けて X 線を照射するものとした。したがって、実際のフィルタで生じるフィ

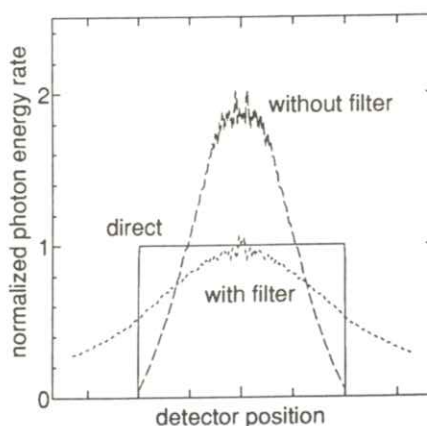


Fig. 10 Comparison of scatter to primary ratio between with and without bow-tie filter.

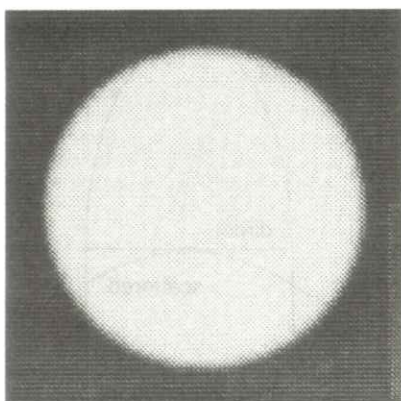


Fig. 11 Reconstructed image of cylindrical water phantom with bow-tie filter.

ルタでのビームハードニング効果に関しては、今回の計算では考慮していない。Fig. 9 は、半径 10 cm の均質円柱水ファントム、管電圧 120 kV の条件で計算した結果である。被写体通過後の直接線が一定とするため、照射 X 線の強度分布は X 線が通過する被写体内の通過長に応じて、中央部で大きくしている。

散乱線は中央部で大きくなっており、中心部で散乱線強度と直接線強度はほぼ等しい。Fig. 10 は、フィルタを用いないで一様に被写体に X 線を照射したときの計算結果と比較したもので、各位置での直接線強度を規格化して、散乱線強度分布を比較したものである。フィルタを用いないとき、散乱線は被写体中心部で直接線の約 2 倍になる。Fig. 3 から分かるように円柱の外側に向かうと急激に直接線が増えるため、被写体の端に向かうに従い散乱線の割合は急速に減少し、被写体の外ではほとんど存在しない。一方、Bow-tie フィルタを使用したとき、散乱線強度は被写体中心部で直接線強度と同程度であり、被写体の端に向かって緩

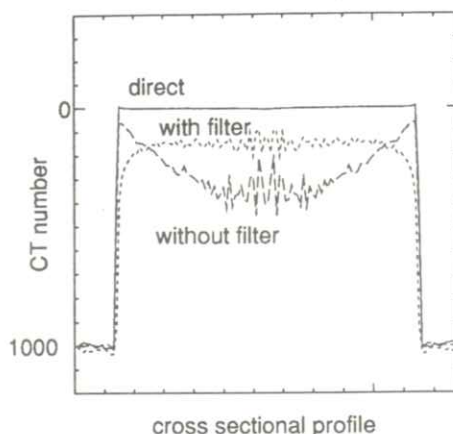


Fig. 12 Comparison of CT value along center line of cross sectional image between with and without bow-tie filter.

やかに減少する。また、被写体外にも散乱線は大きな量で存在する。

Fig. 11 はフィルタを用いたシミュレーションの投影データから像を再構成した結果を示したものである。また、Fig. 12 は断層像の中心部を通る線上の CT 値を比較したものである。フィルタを用いた条件での再構成像では、Fig. 4,5 で観測された被写体中央部で CT 値が下がるカップリング効果が観測されないことが分かる。しかし、散乱線を含まない投影データで再構成した画像と比べると、CT 値は再構成画像全体で一様に低下している。また、被写体の端では、値が大きく低下するラウンドオフ効果を観測した。

#### 4. まとめ

今回モンテカルロ法を用いて、コンービーム型三次元 CT 装置での散乱線をモンテカルロ法で解析した。また、シミュレーションの結果を投影データとして三次元像を再構成し、散乱線が再構成画

像に及ぼす影響を調べた。

コーンビーム型 CT 装置では、二次元の検出器を使用するため、半径 10 cm の円柱水ファントムでは中心部の検出素子に入る散乱線は直接線の 2 倍以上にもなることが分かった。この大きい割合の散乱線は均質な物質の再構成像において、中央部の CT 値を低下させるカップリング効果を引き起こすことを確認した。また、中空の円柱ファントムを被写体としたときにも、円筒内側で CT 値が大きく低下することが分かった。

つぎにフィルタを用いて被写体に対する照射強度分布と散乱線強度との関係を調べた。検出器に到達する散乱線強度は照射 X 線強度分布に大きく依存し、その結果、再構成画像に大きな影響を及ぼすことが分かった。特に、Bow-tie フィルタを用いて被写体透過後の直接線強度が一樣になるように照射線強度分布にすると、透過全 X 線強度に対する散乱 X 線強度が被写体中央部で、フィルタを用いないときと比較して半分に減少し、中央部で CT 値が下がるカップリング効果を低く抑えることが出来ることが分かった。しかし、フィルタを用いたときは、再構成画像全体で様に CT 値が低下し、被写体の端では更に CT 値が大きく下がるラウンドオフ現象が観測された。

## 謝 辞

三次元再構成のプログラムや実験データを提供して戴いたソニー（株）中央研究所の岡崎 勉氏ならびに佐藤一雅氏にお礼申し上げます。

## 文献

- 1) G. N. Hounsfield : Brit. J. Radiol. 46 1016 (1973)
- 2) H. Kanamori, N. Nakamori, K. Inoue and E. Takenaka : Phys. Med. Biol. 30 239 (1985)
- 3) N. Nakamori, K. Yamano, M. Yamada and H. Kanamori : Jpn. J. Appl. Phys. 32 4019 (1993)
- 4) N. Nakamori, K. Yamano, M. Yamada and H. Kanamori : Jpn. J. Appl. Phys. 33 347 (1994)
- 5) W. A. Kalender : Phys. Med. Biol. 26 835 (1981)
- 6) K. Inoue, N. Nakamori, H. Kanamori and M. Endo : J. Soc. Photogr. Sci. Technol. Japan 57 23 (1994)
- 7) K. Inoue, N. Nakamori, H. Kanamori and M. Endo : SPIE 2163 184 (1994)
- 8) B. D. Smith : IEEE Trans. Med. Imaging MI-4 14 (1983)
- 9) H. K. Tuy : SIAM J. Math. 20 546 (1983)
- 10) S. Webb, J. Sutcliffe, L. Burkinshaw and A. Horsman : IEEE Trans. Med. Imaging. MI-6 67 (1987)
- 11) H. Kudo and T. Saito : J. Opt. Soc. Am. A7 2169 (1990)
- 12) B. D. Smith and J. Chen : IEEE Trans. Med. Imaging 11 260 (1992)
- 13) G. L. Zeng and G. T. Gullberg : Phys. Med. Biol. 37 563 (1992)
- 14) Y. Weng G. L. Zeng and G. T. Gullberg : IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-40 1092 (1993)
- 15) 遠藤真広、飯沼武 : 医用電子と生体画像 15 32 (1977)

## I 第111回研究会記事

第111回研究会を下記のように開催しました。

日 時 平成7年1月28日(土) 10:30~16:30

場 所 電気通信大学:本館第1会議室および西2号館513号室

特別講演 10:30~12:00 本館第1会議室

「この眼で確かめる」は確か?

— 3次元錯視現象と新しい型の視覚効果 —

電気通信大学教授 出澤正徳 先生

見 学 11:30~12:00

同上研究室

国際会議 13:00~13:20 西2号館513号室

報 告 1) RSNA ('94)に参加して(マンモCADを中心に)

岐阜大学工学部

藤田広志

2) XIII IMEKO World Congress, from Measurement to Innovation (Torino, ITALY)

常葉学園浜松大学

小島克之

岐阜工業高等専門学校

蔡 篤儀

研究発表 13:20~16:30 西2号館513号室

1) MRI画像からの局所的心機能の定量評価

蔡 篤儀, 小木曾 仁, 藤沢 攻\*, 加川憲作\*, 富田政明\*

岐阜高専, \* 岐阜大医第2内科

2) 軟X線写真の厚さの識別限界

尾崎吉明, 窪田英明\*, 松本政雄\*\*, 金森仁志\*\*\*

京都科搜研, \* 滋賀大, \*\* 大阪大医, \*\*\* 京都工繊大

3) 濃度変動計測における光電子倍增管の印加電圧の影響

河野博文, 稲津 博, 上田正美, 川村慎二, 有田英男, 内田 勝\*

宮崎医大病放部, \* 静岡理工大総技研

4) 増感紙のLSFの直接測定について

丹羽克味, 大坊元二, 鈴木陽典, 奥村泰彦\*, 山田英彦\*

奥羽大歯学, \* 明海大歯学

5) ウィナーズベクトルの測定に関する基礎的研究

— 微少アパーチャーにおける濃度について —

鈴木陽典, 遠藤秀樹, 丹羽克味

奥羽大歯学

6) エントロピー法による T1 強調磁気共鳴画像の評価

上田正美, 稲津 博, 川村慎二, 河野博文, 内田 勝\*, 荻屋公明\*\*

宮崎医大病放部, \* 静岡理工大総技研, \*\* 立命館大理工

7) コーンビーム型三次元 CT の再構成画像に及ぼす散乱線の評価

中森伸行, 須藤 透, 山田正良, 金森仁志, 遠藤真広\*, 日下部正広\*\*

京都工繊大, \* 放医研, \*\* ソニー総研

8) 濃度勾配解析に基づく微小石灰化像の検出システムの開発

— 偽陽性候補削除のためのリージョングローウイング・アルゴリズム —

平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 遠藤登喜子\*, 堀田勝平\*\*, 木戸長一郎\*\*\*,

石垣武男\*

岐阜大工, \* 名大医放, \*\* 愛知がんセ, \*\*\* 県立愛知病院

## II 理事会報告

日 時 平成7年1月28日(土) 12:00~13:00

場 所 電気通信大学

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 稲津, 小島, 丹羽, 松井, 田中(代理), 松本(代理), 金森

議 題 1. 平成7年6月17日の総会で, 名誉会長, 名誉顧問, 名誉理事を推薦できるように会則を変更することに決定し, 改正案の作成を田中常務理事に依頼することにした。

2. 平成7年度表彰選考委員長として長谷川常務理事を選出した。

長谷川委員長が役員の中から, 次の19名を表彰選考委員に指名した。

内田, 金森, 竹中, 速水, 田中, 松本, 青木, 稲津, 稲本, 小島, 杉本, 滝沢, 丹羽, 細羽, 松井, 矢仲, 和田, 津田, 樋口。

会誌12巻1号で内田論文賞を公募した結果2件の推薦があった。この2件の選考を表彰委員会に委嘱した。

3. 第114回研究会を平成8年2月頃に関東地区で開催することを決定し, 準備を長谷川常務

理事と津田監事をお願いした。

4. 平成6年6月にシカゴで開催するワークショップの日程, 等について小島理事が説明した。

## 新 入 会 員

| No. | 氏 名     | 勤務先および所在地                                     | 電話, FAX                              |
|-----|---------|-----------------------------------------------|--------------------------------------|
| 466 | 佐々木 上 司 | 国立がんセンター東病院放射線部<br>〒277 千葉県柏市柏の葉6-5-1         | TEL 0471-33-1111                     |
| 467 | 柘 植 達 矢 | 安城更正病院放射線技術科<br>〒446 愛知県安城市御幸本町12-38          | TEL 0566-75-2111<br>FAX 0566-76-4335 |
| 468 | 河 村 誠 治 | 久留米大学病院RI臨床部門(画像診断センター所属)<br>〒830 福岡県久留米市旭町67 | TEL 0942-31-7649<br>FAX 0942-31-7702 |

## 会 員 移 動

| No. | 氏 名     | 変更項目       | 勤務先および所在地                                         | 電話, FAX                              |
|-----|---------|------------|---------------------------------------------------|--------------------------------------|
| 346 | 吉 田 日出輝 | 電話番号       | 熊本大学医療技術短大診療放射線技術学科<br>〒862 熊本市九品寺4-24-1          | TEL 096-373-5485<br>FAX 096-373-5519 |
| 113 | 小 林 純 朗 | 勤務先        | 国立療養所名崎病院<br>〒096 名崎市字旭東91番地                      | TEL 01654-3-2188                     |
| 賛助  | 黒 野 剛 弘 | 勤務先<br>内所属 | 浜松ホトニクス(株)中央研究所第6研究室<br>〒434 浜北市平口5000番地          | TEL 053-586-7111<br>FAX 053-586-6180 |
| 322 | 森 山 有 相 | 勤務先        | 医療法人沢江会油山病院<br>〒812 福岡市早良区野芥5-6-37                | TEL 092-871-2261<br>FAX 092-863-2641 |
| 59  | 大 島 正 明 | 勤務先        | (株)旭リサーチセンター<br>〒100 東京都千代田区内幸町1-1-1 インベリアルタワー17F | TEL 03-3507-2406<br>FAX 03-3507-7834 |

## 役 員

|      |                                                                                                                                                                                      |
|------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 会 長  | 内田 勝（静岡理工科大）                                                                                                                                                                         |
| 顧 問  | 立入 弘                                                                                                                                                                                 |
| 総務理事 | 金森仁志（京都工繊大）                                                                                                                                                                          |
| 常務理事 | 〔企画担当〕 竹中栄一（関東労災病院）， 長谷川 伸（電気通信大），<br>速水昭宗（大阪大）<br>〔庶務担当〕 田中俊夫（京都工繊大）<br>〔財務担当〕 松本政雄（大阪大）                                                                                            |
| 理 事  | 〔大学関係〕 稲津 博（宮崎医大）， 稲本一夫（大阪大）， 金子昌生（浜松医大），<br>小島克之（常葉学園浜松大）， 滝沢正臣（信州大），<br>丹羽克味（奥羽大）， 和田卓郎（広島大）<br>〔会社関係〕 青木雄二（化成オプトニクス）， 加藤久豊（富士フィルム），<br>杉本 博（東芝）， 細羽 実（島津）， 松井美楯（コニカ），<br>横内久猛（日立） |
| 監 事  | 津田元久（東京工芸大）， 樋口清伯（大阪産業大）                                                                                                                                                             |

記 後 集 編

111 回研究会を、定年御退官直前の長谷川先生にお願いし、貴重な特別講演を拝聴することができました。研究会のあとの祝賀会も盛会裡に終ることができて、先生の長年の御功績に少しでも報いる事ができたと慶んでいます。先生には、これからも、本会のために御尽力をお願いすることになりそうです。先生の益々の御活躍を祈念します。筆者もあと1年で定年を迎えることになりました。長谷川先生のように健康で迎えたものです (K)。

## 編 集 委 員

金 森 仁 志 (京都工繊大)  
竹 中 栄 一 (関東労災病院)  
長谷川 伸 (電気通信大)  
速 水 昭 宗 (大阪大)  
山 田 正 良 (京都工繊大)

## 医用画像情報学会雑誌

平成7(1995)年5月5日発行

編集兼発行者 金 森 仁 志  
 発行所 医用画像情報学会  
 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町  
 京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科内  
 電話 075-724-7412, 7422, 7436  
 ファックス 075-724-7400 (学科共通)  
 振替 京都 01010-7-32350  
 印刷所 (株) 北斗プリント社  
 〒606 京都市左京区下鴨高木町 38-2  
 電話 075(791) 6125 (代)



## 入 会 の 手 続 き

別紙の入会申込書に必要事項をご記入のうえ、下記の年間会費を添えてお申し込みください。  
なお、年間会費は4月から翌年3月迄の会費なので、年度途中の入会者には、その年度のバック  
ナンバーをお送りします。

### ◎ 会員の種別、年間会費

| 種 別     | 資 格                            | 年 間 会 費                 |
|---------|--------------------------------|-------------------------|
| 個 人 会 員 | 本学会の主旨に賛同し、専門の学<br>識または経験を有する者 | 4,000円                  |
| 賛 助 会 員 | 本学会の目的事業を賛助する団体                | 1口につき30,000円<br>(何口でも可) |

\* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

### ◎ 入会申込方法と送金方法

入会希望者は次頁の入会申込書に必要事項を記入し、下記までお送りください。この時、年  
会費を指定の郵便振替口座に振り込んでください。

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話(075)724-7422(山田)7436(中森)

郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会

## 医用画像情報学会入会申込書

会員番号

年 月 日

1) 氏 名

2) ローマ字綴（姓，名の順に）

印

3) 生年月日：19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴（年度ではなく卒業した年，月を記入してください。）

学校 科 年 月（卒，在，中退）

大学 学部 学科 年 月（卒，在，中退）

（修士） 大学 学研究科 学専攻 年 月（修，在，中退）

（博士） 大学 学研究科 学専攻 年 月（修，在，中退）

6) 学 位

7) 免状，資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称  
（所属部課まで）

所在地〒

TEL  
FAX

10) 自宅住所〒

TEL  
FAX

11) 通信先 勤務先 自 宅

（注：連絡の都合上，なるべく勤務先を通信先として下さい。）

社団法人日本工学会 主催

第28回 国際会議のための準備セミナー

— 英語によるプレゼンテーションの実際 —

国際会議で発表する予定のある方,

英語によるプレゼンテーション能力の向上を図りたい方に最適なセミナー

1. 日 時：1995年6月24日（土）・25日（日）
2. 会 場：OVTA — 幕張, 海外職業訓練センター  
千葉市美浜区ひび野1-1
3. 参加費：80,000 円
4. 宿泊費：18,000 円（2泊・食事付）
5. 定 員：18 名
6. 参加申込みおよび詳細問い合わせ先

〒107 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル

社団法人 日本工学会

電話：03-3475-4621 FAX：03-3403-1738





安全と健康を願う心から

増感紙 蛍光板 防護エプロン TLD X線アナライザ MOD

化成オプトニクス株式会社/メディカルサプライ事業部

〒105 東京都港区芝公園1-8-12 TEL.03(3437)5383 FAX.03(3437)5320

**Konica**

総合医用画像診断の未来に確かな技術でお応えする  
コニカ医療用製品群

コニカ株式会社

本社・医用機材部 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

東京 1課・2課 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

関西支社・医用機材部 542 大阪市南区周防町28-1 千代田生命衛堂ビル

名古屋・医用機材課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

仙台・医用機材課 980 仙台市一番町2-2-13 仙建ビル

福岡・医用機材グループ 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル

札幌・医用機材グループ 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル

広島・医用機材グループ 730 広島市中区中町8-6 フジタビル

高松・医用機材グループ 760 高松市古新町2-3 大正海上高松ビル

**Siemens-Asahi**

放射線機器のパイオニア

シーメンス旭メディテック株式会社

本社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号  
(五反田藤倉ビル)

電話 東京(03)490-2181(代表)

前進する島津放射線機器

X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器



島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京都 211-6161 大阪 541-9501 福岡 27-0331 東京(03)292-5511

宇都 21-5486 札幌 231-8811 仙台 21623131 名古屋 563-8111

鹿児島 22-7087 秋田 33-7844 松山 43-3088 広島 43-4311

放射線事業部 京都市中央区西ノ京桑原町1 (075) 811-1111 高松 31-2726

光学測定機・ホログラフィー測定機

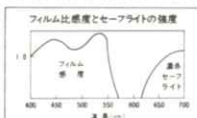
# 中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)



鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野でおなじみの、デュボンのメディカルレーザフィルム、MRF31/MRF32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は従来のフィルムに匹敵しています。また、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト仕様にしています。ですから、CRTの画像コントラストをわずかに調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。CRTの調整は、デュボンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストが、どんなご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF-31及びMRF-32は、デュポン製品との併用により、より優れた画質を得られます。  
MD：自動現像機用現像液  
XMF：自動現像機用定着液  
●デュポンではCRTイメージングのご相談を無料でお受けしています。

デュポン ジャパン リミテッド 放射線製品事業部  
(東日本) 〒107 東京都港区赤坂1-1111番39号 第2興和ビル  
(西日本) 〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 興和ビル別館

TEL (03) 585-5360

デュポン ジャパン  
DUPONT

## 医療と健康に奉仕する東芝

- 医用放射線機器
- 核医学機器
- CTスキャナー
- 医用電子機器
- 医用システム/コンピュータ
- 関連医療用品
- 外国製品
- プロジェクト営業
- ファイナンスサービス営業
- 保守・保全サービス営業



株式会社 東 芝

東京都文京区本郷3丁目26番5号  
TEL 03(815)7211(代)



THOMSON-CSF

電子管事業部

### 取扱品：各種電子管

- X線イメージ・インテンシフ
- 大電力管
- アイヤー管(第四世代管)
- TWT
- 低照度カメラチューブ
- クライストロン etc.
- 送信管

お問合せ：〒102 東京都千代田区麹町5丁目7番地 TBRビル  
トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

**nac**  
ナック

映像システム  
株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル  
電話 (03) 404-2321

C&C Computers and Communications

ネバックス

**NEC**



**NEPACS**



医用画像管理システム

**NEPACS**

日本電気株式会社

医療情報システム事業部

〒108 東京都港区芝五丁目7番1号 TEL (03) 454-1111 (大代表)

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



総合医療機器の  
株式会社 日立メディコ

● 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館

■ 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111 (代表)



Expanding Image Horizons

**FUJI FILM**



フィルムもプリントも

**フジカラーHR**

# いちばん、テクノロジーにこだわりたい。

## GEYMSの医用画像診断装置

- CTスキャナシステム
- MRイメージング装置
- 核医学画像診断装置
- 超音波診断装置
- X線撮影装置



YOKOGAWA

GE横河メディカルシステム

本社／〒191 東京都日野市旭が丘4-7-127 ☎(0425)85-5112代

営業本部／〒165 東京都中野区大和町1-4-2 ☎(03)3223-8531代

東日本支社(048)858-1414 西部支社 (06)831-7811

東部支社(03)3223-8511 九州支社(092)271-9800

中部支社(052)586-1665

## 医用画像情報学会雑誌投稿規定

### 1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

- 1.1 論 文：未発表の内容を含むもの
- 1.2 研究速報：特に急いで発表する価値のある研究報告で、刷り上がり2頁以内
- 1.3 資 料：研究、技術に関する資料・調査報告
- 1.4 製品紹介：賛助会員の会社の製品の紹介で、刷り上がり2頁以内
- 1.5 そ の 他：定例の研究会での特別講演・見学会の資料、国際会議の報告、解説等、編集委員会が必要と認めたもの

### 2. 著 者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

### 3. 投稿方法

次の2種類とする。

- 3.1 本会の定例研究会で発表し、編集委員会で認めたもの
- 3.2 直接事務局に送付されるもの

### 4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

### 5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

### 6. 著 作 権

医用画像情報学会雑誌に掲載された記事・論文の著作権は、医用画像情報学会に帰属する。したがって本学会が必要と認めたときは記事・論文等の複製・転載を行うことができる。また、第三者から記事・論文等の複製あるいは転載等の許諾要請があった場合、本学会で適当と認めたものについて許諾することができる。

